

Paula Väisänen & Janika Wahlberg

**TAULUKUVAILMAISIMEN DETEKTORIMATERIAALIN VAIKUTUS
KUVANLAATUUN JA SÄTEILYANNOKSEEN NATIIVIKUVANTAMISESSA**

TAULUKUVAILMAISIMEN DETEKTORIMATERIAALIN VAIKUTUS KUVANLAATUUN JA SÄTEILYANNOKSEEN NATIIVIKUVANTAMISESSA

Paula Väisänen ja Janika Wahlberg
Opinnäytetyö
Kevät 2014
Radiografian ja sädehoidon
koulutusohjelma
Oulun ammattikorkeakoulu

TIIVISTELMÄ

Oulun ammattikorkeakoulu
Radiografian ja sädehoidon koulutusohjelma

Tekijät: Paula Väisänen ja Janika Wahlberg

Opinnäytetyön nimi: Taulukuvailmaisimen detektorimateriaalin vaikutus kuvanlaatuun ja säteilyannokseen natiivikuvantamisessa

Työn ohjaajat: Anja Henner

Työn valmistumislukukausi ja -vuosi: kevät 2014

Sivumäärä: 49 + 5 liitettä

Nykyaikainen digitaalinen röntgenkuvaustekniikka tarjoaa paremman kuvanlaadun filmikuvantamiseen verrattuna. Detektorimateriaalilla on ratkaiseva merkitys digitaaliseen kuvan laatuun, koska materiaalin ominaisuudet vaikuttavat detektorin kykyyn hyödyntää absorboitunutta säteilyä kuvan muodostuksessa.

Tämän tutkimuksen tarkoituksena oli kuvailla, miten taulukuvailmaisimissa käytetyt detektorimateriaalit vaikuttavat kuvanlaatuparametreihin eri detektorimateriaaleilla, sekä miten detektorimateriaalin vaihto vaikuttaa kuvanlaatuun ja säteilyannokseen natiivikuvantamisessa. Tutkimuksen tavoitteena on antaa tietoa detektorimateriaalien vaikutuksesta kuvanlaatuun.

Mittaukset tehtiin kahdessa eri radiologian klinikassa. Mittaukset suoritettiin CDRAD- ja DIGRAD-kuvanlaatu fantomien avulla. Tutkimus koostui kolmesta osiosta: annostason ja jännitteen vaikutuksesta kuvanlaatuun sekä kliinisten kuvausohjelmien kuvanlaatu arvioinnista eri detektorimateriaaleilla. Kuvausohjelmoina käytettiin thorax PA- ja lanneranka PA-kuvausohjelmia, joissa käytettiin mittauspaikan kuvauskäytäntöjä ja -protokollia. Tutkimuksessa olleiden detektorien materiaalit olivat cesiumjodidi (CsI), amorfisen seleeni (a-Se) ja gadoliniumoksisulfidi (GOS).

Tutkimuksen tulosten mukaan detektorimateriaalien väliset erot ovat hyvin pieniä. Tutkimuksen kaikissa mittausosa-alueissa cesiumjodidilla oli korkein kuvanlaatu. Gadoliniumoksisulfididetektorilla oli muihin detektoreihin verrattaessa heikoin kuvanlaatu erityisesti matalalla annostasolla. Sen kuvanlaatu kuitenkin parani annoksen ja jännitteen kasvaessa. Amorfisesta seleenistä valmistetun detektorin kuvanlaatu oli hyvä matalalla annostasolla ja heikkeni suhteessa muihin detektoreihin annoksen kasvaessa. Tutkimuksen thorax PA- ja lanneranka PA-kuvausohjelmilla suoritettavat mittaukset eivät täysin riittävästi vastaamaan, miten detektorimateriaalin vaihto vaikuttaa kuvanlaatuun ja säteilyannokseen. Mittauksissa käytettiin valotusautomaattia ja käsiarvoja, jonka seurauksena kuvausarvot poikkesivat liikaa. Jatkotutkimusaiheena olisikin toteuttaa mittaukset vakioidulla annostasolla ja laajemmalla tutkimusaineistolla. Toinen jatkotutkimusaihe olisi detektorien modulaation siirtofunktion ja kohinan tehospektrin määrittäminen.

Asiasanat: digitaalinen kuvantaminen, taulukuvailmaisimien, kuvanlaatu, CDRAD-fantomi, DIGRAD-fantomi

ABSTRACT

Oulu University of Applied Sciences
Degree Programme in Radiography and Radiation Therapy

Authors: Paula Väisänen and Janika Wahlberg

Title of thesis: Effects of Detector Material on Image Quality and Radiation Dose in Digital Radiography

Supervisors: Anja Henner

Term and year when the thesis was submitted: Spring 2014

Number of pages: 49 + 10 appendices

In modern digital radiography detector materials have a significant role in image quality. Previous studies have shown that digital radiography has achieved up to 50 % decrease in radiation dose and still maintained the same image quality as the film-screen system. Difficulties to observe the increase of radiation dose can be considered disadvantages of digital systems. The study was carried out in two hospital radiology clinics.

The aim was to compare the performance of digital detectors made of amorphous selenium (a-Se), cesium iodide (CsI) and gadolinium oxysulfide (GOS) utilizing DIGRAD and CDRAD phantoms. The study consisted of three sections. In the first section the aim was to compare the effects of tube voltage on the image quality with different detector materials. In the second section the aim was to compare the image quality and dose levels and the differences between detector materials. In the last section clinical protocols and the image quality were compared between two clinics. Another purpose of this study was to increase awareness of dose creep and clarify differences between detector materials. The image quality was evaluated by three independent observers and also with CDRAD Analyser Software.

CDRAD and DIGRAD phantoms were measured in three different tube voltages (55, 80 and 125 kV) with the dose level maintained constant. In the second section phantoms were measured with three different dose levels maintaining tube voltage constant. In the last section phantoms were measured using the clinical image parameters in thorax PA and lumbar spine PA projections of each clinic.

Dose level measurements showed that CsI had the most constant image quality in all three dose levels. GOS had the lowest image quality, especially with a low dose level. A-Se detector had a good image quality with a low dose level, but the image quality diminished with higher dose levels compared to other detector materials. Differences between detector materials were minor. Also in the tube voltage section CsI had the most constant image quality in all measured parameters. In the evaluation of clinical routines results were not explicit. More measurements with more accurate dose levels are needed to evaluate the effects of different detector materials on the image quality in clinical routines. CDRAD Analyser was reliable, but the observers evaluated the image quality slightly higher than the computer software in dose level and tube voltage sections. In the clinical section the images had higher noise levels and the computer software produced a better image quality than three observers.

Keywords: Digital imaging, Flat-panel detector, Image quality, CDRAD phantom, DIGRAD phantom

SISÄLLYS

| | |
|---|----|
| TIIVISTELMÄ | 3 |
| ABSTRACT | 4 |
| KÄSITTEET | 6 |
| 1 JOHDANTO | 7 |
| 2 DETEKTORITEKNIIKAN VAIKUTUS KUVANLAATUUN | 9 |
| 2.1 Detektoritekniikka natiivikuvantamisessa | 9 |
| 2.2 Kuvanlaatu digitaalisessa natiivikuvantamisessa | 13 |
| 2.2.1 Modulaation siirtofunktio | 16 |
| 2.2.2 Kohina ja kohinan tehospektri | 16 |
| 2.2.3 Kvanttiefektiivisyys | 17 |
| 2.3 Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde | 18 |
| 2.4 Kuvanlaadun optimointi | 19 |
| 3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT | 22 |
| 3.1 Tutkimuksen tarkoitus ja tavoite | 22 |
| 3.2 Tutkimusongelmat | 22 |
| 4 TUTKIMUSMETODOLOGIA | 23 |
| 5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN | 24 |
| 5.1 Aineiston keruu | 25 |
| 5.2 Tutkimuksen kuvanlaatu fantomit | 26 |
| 5.3 Tutkimuksen suorittaminen | 29 |
| 5.4 Aineiston analysointi ja käsittely | 30 |
| 6 TULOKSET | 33 |
| 6.1 Detektorimateriaalin vaikutus kuvanlaatuun eri säteilyannoksilla | 33 |
| 6.2 Detektorimateriaalin jänniteriippuvuus vakioidulla annostasolla | 35 |
| 6.3 Detektorimateriaalin vaihdon vaikutus kuvanlaatuun kuvausohjelmilla | 36 |
| 7 JOHTOPÄÄTÖKSET | 39 |
| 8 POHDINTA | 40 |
| 8.1 Tutkimustulosten tarkastelu | 40 |
| 8.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys | 42 |
| 8.3 Omat oppimiskokemukset ja jatkotutkimusehdotukset | 43 |
| LÄHTEET | 45 |
| LIITTEET | 50 |

KÄSITTEET

| | |
|-------------|---|
| ALARA | As Low As Reasonably Achievable, Optimointiperiaate |
| CCD | Charge-Coupled Device, Valoherkkä ilmaisim |
| CDRAD | Contrast Detail Radiography Phantom, Kuvanlaatu fantomi |
| DAP | Dose Area Product, Annoksen ja pinta-alan tulo |
| DIGRAD | Test Phantom for Digital Radiography, Kuvanlaatu fantomi |
| DR | Direct (digital) radiography, Taulukuvailmaisinjärjestelmä |
| DQE | Detective Quantum Efficiency, Kvanttiefektiivisyys |
| EI | Exposure Index, Annosindikaattori |
| ESD | Entrance Surface Dose, Pinta-annos |
| IQF_{inv} | Inverse Image Quality Figure, CDRAD-kuvien käänteinen kuvanlaatuindeksi |
| kVp | Peak kilovoltage, Jännitteen huippuarvo |
| MTF | Modulation Transfer Function, Modulaation siirtofunktio |
| NPS | Noise Power Spectrum, Kohinan tehospektri |
| PA | Posteroanterior, Takaa eteenpäin kulkeva |
| SNR | Signal-Noise Ratio, signaalikohinasuhde |
| TFT | Thin-film transistor, Ohutkalvotransistori |

1 JOHDANTO

Röntgenkuvantamisessa perinteiset filmikuvantamisjärjestelmät ovat korvautuneet viimeisen kahdenkymmenen vuoden aikana digitaalisilla röntgenkuvantamisjärjestelmillä. Digitaaliset kuvantamisjärjestelmät jaetaan yleisesti ottaen kahteen eri luokkaan: levykuvantamis- ja taulukuvailmaisinjärjestelmiin. Siirtyminen filmijärjestelmästä digitaaliseen järjestelmään on tapahtunut levykuvantamisjärjestelmän kautta, joka on ollut ensimmäinen digitaalinen kuvantamisjärjestelmä. Viimeisen vuosikymmenen aikana taulukuvailmaisinjärjestelmät ovat hiljalleen syrjäyttäneet kuvalevyjen käytön. (Lança & Silva 2008a, 58–60.)

Detektorimateriaalilla on ratkaiseva merkitys digitaalisen kuvan laatuun sekä detektorin kykyyn hyödyntää absorboitunutta säteilyä kuvan muodostuksessa. Detektoreissa käytettävien materiaalien ominaisuudet vaikuttavat oleellisesti kuvan muodostukseen. (Körner, Weber, Wirth, Pfeifer, Reiser & Treitl 2007, 675–680.) Tutkimukset ovat osoittaneet, että taulukuvailmaisimella saadaan kuvalevyjä vastaava kuvanlaatu puolet pienemmällä säteilyannoksella. Aikaisemmat tutkimukset ovat myös osoittaneet, että taulukuvailmaisimien detektorimateriaaleilla on vaikutusta kuvanlaatuun. (Geijer, Beckman, Andersson & Persliden 2001, 1707; Aksoya, Kamasakb, Akkurc, Ucguld, Basakd & Alacaa 2012, 57–62; Fischbac, Freund, Werk, Bassir, Stoever, Felix & Ricke 2003, 616–621.) Kuvanlaatu jaetaan usein tekniseen ja diagnostiseen kuvanlaatuun. Kuvanlaatua voidaan arvioida sekä fantomitutkimusten että kliinisten tutkimusten kuvien avulla. Riittävä diagnostinen kuvanlaatu on aina subjektiivinen kokemus, joka riippuu katseluolosuhteista ja katselijan ammatillisesta kokemuksesta. (Lança & Silva 2008b, 135–136.)

Työmme tarkoituksena on kuvailla, miten taulukuvailmaisimissa käytetyt detektorimateriaalit vaikuttavat kuvanlaatuparametreihin eri detektorimateriaaleilla, sekä miten detektorimateriaalin vaihto vaikuttaa kuvanlaatuun ja säteilyannokseen natiivikuvantamisessa. Tutkimme kuvanlaatua käyttämällä DIGRAD- ja CDRAD-kuvanlaatu fantomeita, joiden avulla määritämme laitteistojen erilaisia kuvanlaatu parametreja. Vertaamme mitattujen ja laskennallisten parametrien avulla detektorimateriaalien eroja. Tutkimme myös thorax PA- ja lanneranka PA-kuvausohjelmilla kuvanlaatua kuvanlaatu fantomien ja potilasvasteiden avulla. Järjestelyn tarkoitus on selvittää kyseisten tutkimusten ku-

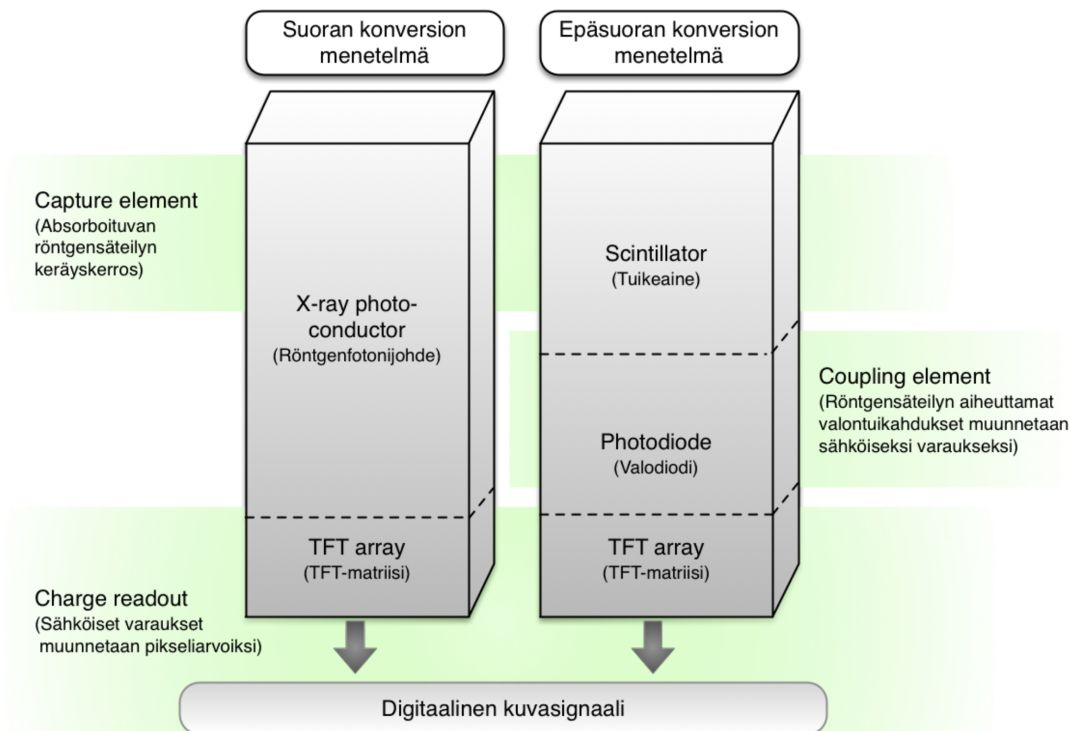
vanlaatua. Tutkimuksemme perustuu Elli-Noora Salon aiemmin tekemään Pro Gradu -tutkielmaan ja hänen toteuttamaan mittaukseen (ks. Salo 2010, 1–62).

Työn tavoitteena on antaa tietoa detektorimateriaalien vaikutuksesta kuvanlaatuun. Tietämystä pyritään lisäämään tuottamalla lisätietoa kuvan laadun optimoinnin tueksi ja potilaan säteilyaltistuksen vähentämiseksi. Työn tavoitteena on syventää ammatillista osaamistamme digitaalisen kuvantamisen osalta. Röntgenkuvan kuvanlaadun ja säteilyannoksen optimointi on käytännön tapa noudattaa säteilylainsäädännön asettamaa optimointi- ja ALARA-periaatetta digitaalisessa röntgenkuvantamisessa (Säteilyturvakeskus 2009, hakupäivä 26.4.2013).

2 DETEKTORITEKNIIKAN VAIKUTUS KUVANLAATUUN

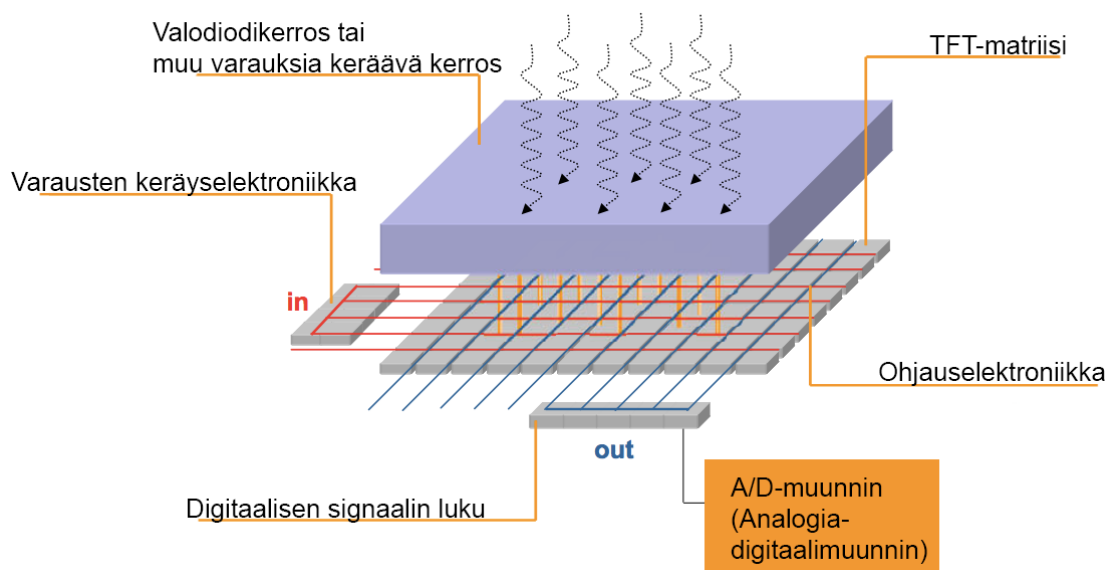
2.1 Detektoriteknikka natiivikuvantamisessa

Digitaaliset natiivikuvantamisjärjestelmät jaetaan yleisesti ottaen kahteen eri luokkaan: levykuvantamis- ja taulukuvailmaisinjärjestelmiin. Levykuvantamisjärjestelmät olivat ensimmäinen digitaalinen röntgenkuvantamismenetelmä, jonka on hiljalleen syrjäyttä-mässä taulukuvailmaisinjärjestelmät. (Lança & Silva 2008a, 58–59.) Suomessa taulu-kuvailmaisinjärjestelmää kutsutaan myös suoradigitaalijärjestelmäksi, sillä kuvanmuo-dostusprosessissa ei tarvita erillistä lukijalaitetta (Terveystieteiden tutkimuskeskus 2008, 14). Taulukuvailmaisimien detektorit pystyvät muuntamaan absorboituneen röntgensäteilyn suoraan sähköiseksi signaaliksi ohutkalvotransistorimat-riisin (TFT) avulla. Kuvanmuodostusprosessista riippuen detektorit jaetaan epäsuoran ja suoran konversion menetelmiin (kuvio 1). (Lança & Silva 2008a, 58–59.)



KUVIO 1. Taulukuvailmaisimen kuvanmuodostuksen perusteet. Kuvassa on esitetty epä-suoran ja suoran konversion menetelmien teknisten ratkaisujen eroja sekä kuvanmuo-dostuksen vaiheet. Epäsuoran konversion detektoreissa tuikeaine toimii säteilyn keräys-elementtinä ja valodiodi kytkentäelementtinä. Suoran konversion detektoreissa ei ole erillistä kytkentäelementtiä, vaan röntgensäteily muuntuu suoraan sähkövarauksiksi ke-räyselementissä. (mukaillen Lança & Silva 2008a, 60; Samei 2003a, 50.)

Konversiomenetelmä vaikuttaa sähköisten varausten syntymekanismiin detektorissa; suoran konversion menetelmässä sähköiset varaukset syntyvät röntgensäteilyn absorboitumisesta ja epäsuoran konversion menetelmässä varaukset syntyvät tukeainekerroksen valontuikahdusten kautta. TFT-matriisi muuttaa nämä sähkövaraukset vaiheittain röntgenkuvaksi (kuvio 2). TFT-matriisin toiminta on sama molemmissa konversiomenetelmissä. Röntgensäteilystä suoraan tai välillisesti aiheutuneet varaukset vedetään ulkoisen sähkökentän avulla TFT-matriisiin, johon ne varastoidaan. TFT-matriisista varaukset luetaan yksi kerrallaan vastaamaan yksittäisiä kuvapikseliarvoja. (Borasi, Samei, Bertolini, Nitrosi & Tassoni 2006, 1707; Körner ym. 2007, 677–680.)



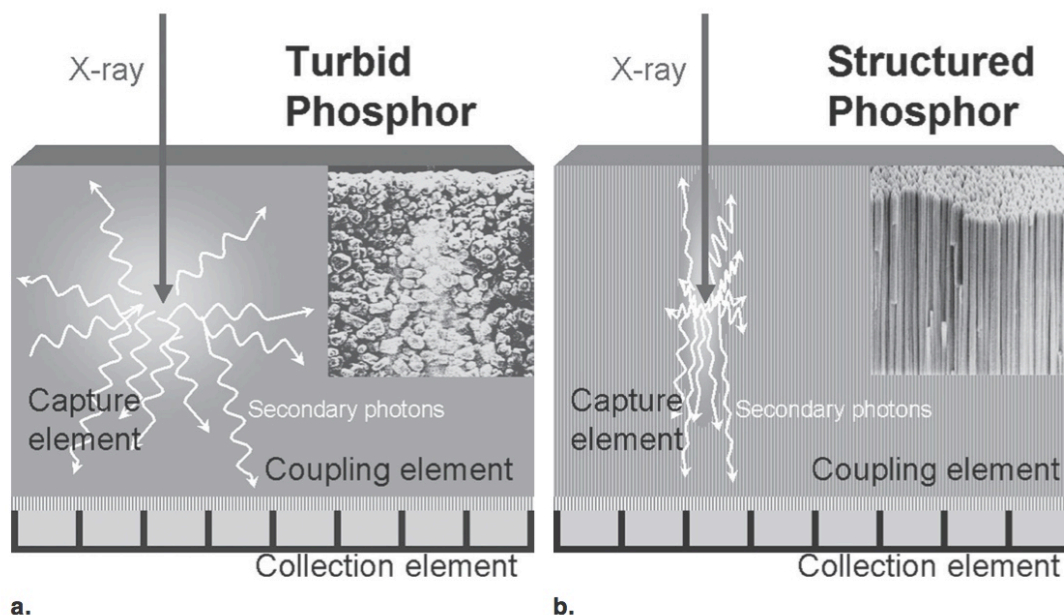
KUVIO 2. TFT-matriisi muuntaa sähköiseksi kuvasignaalksi ylempään kerrokseen absorpoituneen röntgensäteilyn (suoran konversion menetelmä) tai valodiodikerrokseen kerätty röntgensäteilyn aiheuttamat valontuikahdukset (epäsuoran konversion menetelmä). (Lança & Silva 2008a, 61.)

Suoran konversion detektoreja voidaan valmistaa esimerkiksi amorfisesta seleenistä (a-Se, Amorphous Selenium), joka on puolijohde. Amorfinen seleeni muuttaa absorboituneen röntgensäteilyn suoraan sähköiseksi varaukseksi. Röntgenfotonit irrottavat puolijohdemateriaalista elektroneja muodostaen samalla elektroni-aukkopareja. Elektronit tai niiden muodostamat aukkoparit siirretään sähkökentän avulla TFT-matriisiin keräystä varten. Seleenikerroksesta kerätty varaukset vahvistetaan yksittäin ja varauksista muodostetaan pikselien harmaasävyarvot. Amorfiselle seleenille on ominaista, että varauk-

set kulkevat lähes suoraviivaisesti TFT-matriisia kohti. Tämän parantaa amorfisen seleenin paikkaerotuskykyä. (Lança & Silva 2008a, 60–61.)

Amorfisesta seleenistä valmistetun detektorikerroksen paksuuden kasvattaminen huonontaa paikkaerotuskykyä vähemmän kuin epäsuoran konversion detektoreissa. Paksussa a-Se-kerroksessa syntyneet sähköiset varaukset alkavat absorboitua uudelleen kerrokseen, jolloin keräyselektrodeille saapuvien varausten määrä vähenee. Amorfinen seleeeni on järjestysluvultaan pienempi kuin muut detektorimateriaalit ja tämä heikentää sen kykyä absorboida korkeaenergisiä röntgenfotoneja. Toisaalta hyvin matalilla säteilyannoksilla a-Se-detektorit muuttavat röntgenkvantit heikosti sähköiseksi signaaliksi. Näiden detektorien valmistus on suhteellisen edullista, koska niiden valmistuksessa voidaan hyödyntää jo olemassa olevia nestekidenäyttöjen tuotantoprosesseja. (Kim, Cunningham, Yin & Cho 2008, 90.)

Epäsuoraan konversioon perustuissa taulukuvailmaisimissa käytetään röntgenkvantteja absorboivana tuikeaineena tavallisesti cesiumjodidia (CsI, Cesium Iodide) tai gadoliniumoksisulfidia (Gd_2O_2S) (Lança & Silva 2008a, 60). Röntgensäteily aiheuttaa tuikeaineessa valontuikahduksia, jotka muunnetaan sähköisiksi varauksiksi valodiodikerroksen avulla. Valodiodikerros on valmistettu amorfisesta piistä (a-Si), josta sähkövaraukset kerätään TFT-matriisiin. (Körner ym. 2007, 680.) Tuikeaineen materiaalista riippuen kerroksen rakenne voi olla puuterimainen tai neulamainen. Kuviosta 3 ilmenee röntgensäteilyn käyttäytyminen erilaisissa tuikemateriaaleissa. (Lança & Silva 2008a, 60.)



KUVIO 3. Epäsuoran konversion menetelmän detektorimateriaalien rakenne on joko a) puuterimainen tai b) neulamainen. Puuterimaisessa materiaalissa röntgenkvanttien synnyttämät fotonit leviävät sivusuunnassa laajemmalle alueelle kuin neulamaisessa. (Samei 2003a, 52.)

Gadoliniumoksisulfidin ainerakenne koostuu pienistä jyväsistä ja on puuterimainen. Röntgensäteilyn synnyttämä valontuikahdus pääsee leviämään laajemmalle alueelle sivusuunnassa, joka heikentää paikkaerotuskykyä. Ilmiötä voidaan vähentää usealla ohuella päällekkäisellä gadoliniumoksidisulfidikerroksella. Korkeampienergiset röntgenkvantit absorboituvat alemmissa gadoliniumoksisulfidikerroksissa, jolloin yhdessä kerroksessa syntyy suhteessa vähemmän siroavia fotoneja. (Yorkston 2007, 976.) Cesiumjodidin neulamainen ainerakenne vähentää fotonien sivuttaissuuntaista sirontaa ja siksi parantaa paikkaerotuskykyä. Neulamainen rakenne ja hyvä paikkaerotuskyky mahdollistavat paksumpien cesiumjodidikerrosten käytön. Paksumpi cesiumjodidi kerros pystyy tehokkaammin hyödyntämään eri energisiä röntgenkvantteja. Paksun kerroksen avulla saadaan pienellä säteilyannoksella parempi kuvanlaatu verrattuna puuterimaisiin materiaaleihin. (Yorkston 2007, 976–977; Cowen, Kengyelics & Davies 2008, 488.)

Uusimpana teknisenä ratkaisuna on kehitetty detektoritekniikka, jossa valodiodikerros on sijoitettu tuikeainekerroksen päälle. Uuden ratkaisun avulla pystytään keräämään

röntgensäteilystä aiheutuvat valontuikahdukset tehokkaammin, koska valontuikahdukset muodostuvat lähempänä detektorin valodiodikerrosta. Tämä myös vähentää valon siroamista tuikeainekerroksessa. Uusi tekniikka antaa mahdollisuuden parempaan kuvanlaatuun ja samalla vähentää potilaalle aiheutuvaa säteilyaltistusta. (Tanaka, Yano, Yabuuchi, Akasaka, Sasaki, Ohki & Morishita 2013, 162–169.)

Uutta detektorijärjestelmää valittaessa on hyvä huomioida eri detektorimateriaalit ja niiden soveltuvuus erilaisten kuvauskohteiden kuvantamiseen. Cesiumjodidista valmistetulla detektorilla saadaan rintakehän alueen röntgenkuvauksessa parempi kuvanlaatu matalammalla säteilyannoksella kuin amorfisesta seleenistä valmistetulla detektorilla. CCD-kennoihin perustuva laitteisto soveltuu paremmin pienille kuvauskohteille kuin esimerkiksi rintakehän alueen kuvantamiseen. Ymmärtämällä eri materiaaleista aiheutuvat erot ja huomioimalla nämä laitehankinnoissa, on mahdollista vähentää tietyille potilasryhmällä aiheutuvaa säteilyannosta. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 204.)

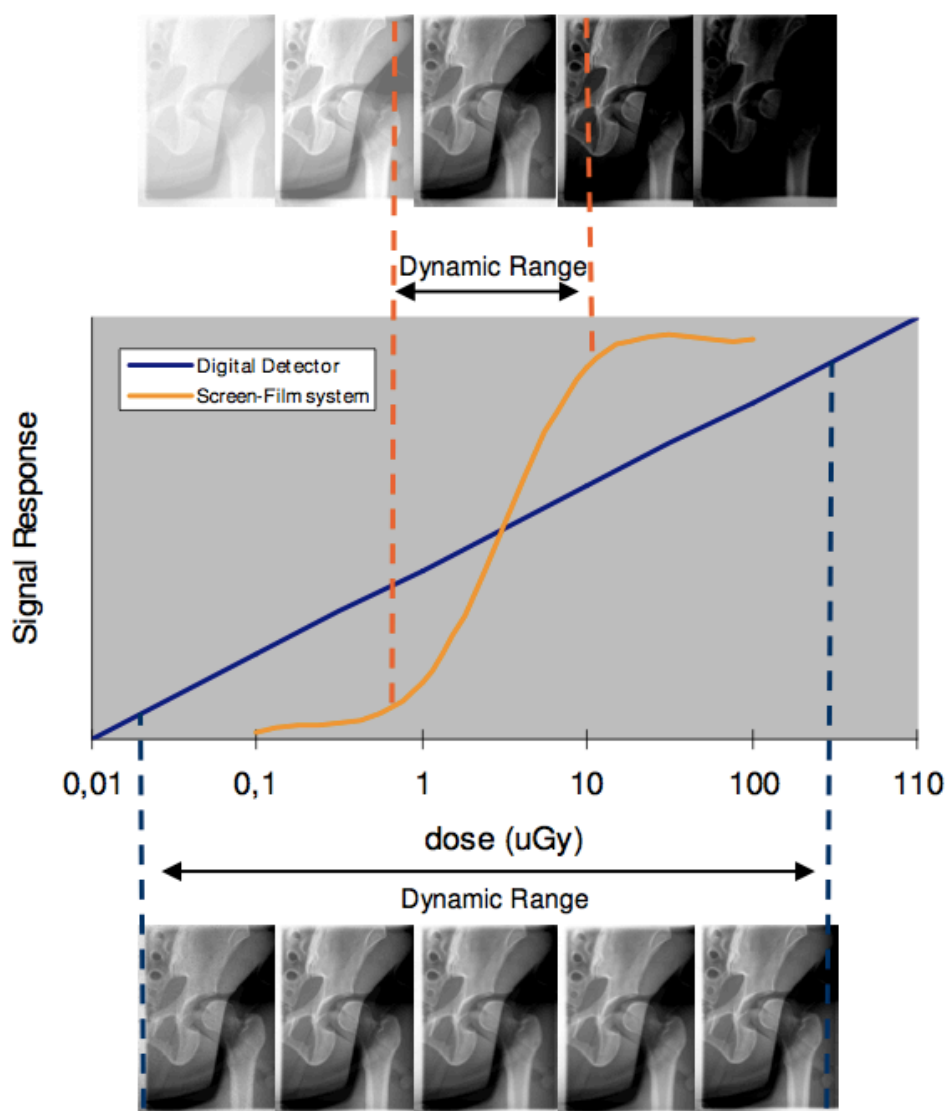
2.2 Kuvanlaatu digitaalisessa natiivikuvantamisessa

Kuvanlaatu voidaan jakaa tekniseen ja diagnostiseen kuvanlaatuun. Detektorien teknistä suorituskkyä kuvataan erilaisilla parametreilla, joita ovat esimerkiksi kontrasti, kontrastierotuskky, terävyys ja kvanttiefektiivisyys. Kuvanlaatua voidaan arvioida sekä fantomi- että kliinisten tutkimusten kuvien avulla. (Lança & Silva 2008b, 135–136.) Nykyisissä tutkimuksissa on saatu viitteitä, että fysikaalisten mittausten, fantomitutkimusten ja kliinisten tutkimusten välistä yhteyttä ei ole täysin selvitetty. Riittävä diagnostinen kuvanlaatu on aina subjektiivinen kokemus, joka riippuu hyvin monesta tekijästä, kuten katseluolosuhteista ja itse katselijasta. (Lança & Silva 2008b, 135–136. Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 202–208. Warren-Forward, Arthur, Hobson, Skinner, Watts, Clapham, Lou & Cook 2007, 26–31.)

Kliinisessä työssä hyvä kuvanlaatu on ratkaisevassa roolissa, jotta diagnoosit saadaan tehtyä luotettavasti ja tarkasti. Hyvää kuvanlaatua määriteltessä keskitytään kolmeen parametriin: kontrastiin, resoluutioon ja kohinaan. Näitä keskeisiä kuvanlaatuparametreja voidaan arvioida signaalikohinasuhteen (SNR, signal-noise ratio), modulaation siirtofunktion (MTF, modulation transfer function) ja kohinan tehospektrin (NPS, noise power spectrum) avulla. Nämä parametrit vaikuttavat osaltaan detektorin kvanttiefektiivisyyteen (DQE, Detective Quantum Efficiency). Kvanttiefektiivisyyttä pidetään par-

haimpana detektorin suorituskykyä kuvaavana parametrina, koska siinä yhdistyy säteilyannos ja eri kuvanlaatuparametrit. (Lança & Silva 2008b, 136.)

Kontrastilla tarkoitetaan kahden vierekkäisen pikselin harmaasävyjen välistä sävyeroa. Digitaalisten kuvauslaitteiden yhteydessä käytetään käsitettä dynaaminen toiminta-alue, joka esitetään kuvaajan avulla. Dynaamisella toiminta-alueella tarkoitetaan laitteen kontrastiasaiteikon laajuutta. Taulukuvailmaisimilla dynaamista toiminta-alueetta esittävä kuvaaja on lineaarinen ja perinteisellä filmikuvantamistekniikalla kuvaaja on sigmoidinen (kuvio 4). Taulukuvailmaisimen tuottama signaali on suoraan verrannollinen säteilyn määrään, kun taas perinteisessä filmikuvantamistekniikassa yhteys on logaritminen riippuen säteilyn intensiteetistä. Kuvaajien erilaisen muodon vuoksi taulukuvailmaisimien toiminta-alue on laajempi ja harmaasävyjen erottuvuus parempi. Digitaalisen kuvantamisen järjestelmillä kuvan kontrastia pystytään muuttamaan jälkikäsittelyn avulla, jonka vuoksi kontrastin ja dynaamisen toiminta-alueen merkitystä lopulliselle kuvanlaadulle on vaikea määrittää. (Lança & Silva 2008b, 136–137.) Laajemman toiminta-alueen ansiosta yhdellä kuvalla saadaan tarkka pehmyt- ja luukudos erottuvuus. Lineaarisuus mahdollistaa kuvantamisen hyvin pienilläkin säteilyannoksilla. (Körner ym. 2007, 682.)



KUVIO 4. Dynaamiset toiminta-alueet eri menetelmissä. Lineaarinen dynaaminen toiminta-alue alkaa huomattavasti sigmoidista aiemmin, jolloin saadaan merkittävä annossäästö. Tämä vaikeuttaa myös korkeiden säteilyannosten havaitsemista röntgenkuvasta. (Lança 2011, 33.)

Digitaalisen kuvan harmaasävyarvoista muodostetaan kuvaaja, josta käytetään nimitystä histogrammi. Histogrammissa esitetään kuvassa esiintyvien eri harmaasävyarvojen jakautuminen. Ikkunoinnin avulla voidaan muuttaa kuvan harmaasävyjakamaa halutulla tavalla, esimerkiksi painottamalla vaaleita harmaasävyarvoja. Erilaisia ikkunointeja voidaan tallentaa työaseman kuvausohjelmien esiasetuksiksi. (Lança 2011, 59–62.)

Resoluutio eli paikkaerotuskyky riippuu yksittäisten kuva-alkioiden määrästä. Mitä useammasta kuva-alkiosta kuva muodostuu, sitä parempi paikkaerotuskyky kuvalla on. TFT-matriisin elektronien keräysyksikön koko vaikuttaa osaltaan resoluutioon. Pienempikokoinen keräysala mahdollistaa pienempien kuva-alkioiden käytön kuvan muodostuksessa, joka parantaa kuvan paikkaerotuskykyä. TFT-matriisissa olevien keräyselementtien yleisimmin käytetty koko on $143 \times 143 \mu\text{m}$, joka on käytännössä yhden pikselin koko. Esimerkiksi kun tavallisimmin detektorin fyysinen mitta on $43 \times 43 \text{ cm}$, saadaan koko kuvan maksimi pikselimääräksi noin 3000×3000 . Pikseleiden määrä ilmoitetaan tavallisesti pituusyksikköä kohden. (Kim ym. 2008, 87–89; Cowen ym. 2008, 488–498.)

2.2.1 Modulaation siirtofunktio

Kuvan terävyyttä arvioitaessa modulaation siirtofunktio on kuvaavin parametri. Modulaation siirtofunktio mittaa, kuinka paljon järjestelmä vaikuttaa kuvasignaaliin eri paikkataajuuksilla. (Samei 2003b, 38.) Ideaalinen laitteisto ei vaikuta lainkaan signaaliin ja tällöin modulaation siirtofunktion arvo on 1. Todelliset järjestelmät vaikuttavat signaaliin, jolloin modulaation siirtofunktion arvot vaihtelevat nollan ja yhden välillä. Modulaation siirtofunktio kuvaa järjestelmän kykyä toistaa signaalin eri paikkataajuuksia. (Körner ym. 2007, 682.)

Modulaation siirtofunktio määritetään lineaarisen systeemin analyysillä. Mittauksessa on tärkeää saada mahdollisimman lineaarinen kuvasignaali, joten jälkikäsitteilyä ei voida käyttää. Järjestelmälle voidaan tuottaa alkuheräte monella tavalla, esimerkiksi viivapariherätteellä. Helpoin tapa on kuitenkin tuottaa askelvaste käyttämällä kuva-alueella teräväreunaista kappaletta herätteenä, jolloin kuvasignaaliin saadaan terävä nousu. Tällöin pystytään analysoimaan järjestelmän signaaliin aiheuttamaa muutosta. Röntgenlaitteistojen kuvissa terävät reunat sumentuvat, koska suuret taajuudet vaimenevat suhteessa enemmän. (Körner ym. 2007, 682; Lança 2011, 81; Samei 2003b, 38.) Eri menetelmillä määritetyt modulaation siirtofunktiot eivät ole keskenään vertailukelpoisia (Samei, Ranger, Dobbins & Chen 2006, 1455).

2.2.2 Kohina ja kohinan tehospektri

Kohina voidaan jakaa anatomiseen ja laitteistosta johtuvaan kohinaan. Anatominen kohina on normaalista anatomisesta vaihtelusta aiheutuvaa voimakasta tiheyserojen vaih-

telua, esimerkiksi keuhkokuvassa kylkiluut vaikeuttavat keuhkokudoksen havaitsemista. Laitteistosta johtuva kohina on suoraan yhteydessä resoluutioon, koska se vaikuttaa kykyyn erottaa kaksi erillistä kohdetta kuvasta. Laitteistosta johtuva kohina voi aiheuttaa yksityiskohtien häviämistä röntgenkuvassa. (Samei 2003b, 39.)

Digitaalisessa kuvantamisessa kohinan määrä on kääntäen verrannollinen detektorille tulleeseen säteilyannokseen. Kuvan kohinatasoa ei tulisi arvioida pelkästään silmämääräisesti. Kun kuvassa on nähtävissä kohinaa, on huomattava riski menettää kuvasta kliinistä tietoa. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 205.)

Kohinan tehospektri (Wienerin spektri) on yleisesti käytetty parametri, kun ilmaistaan kuvauslaitteiston kohinaominaisuuksia (Dobbins, Samei, Ranger & Chen 2006, 1466; Lança 2011, 83). Tutkimuksissa kohinan tehospektrin mittaussuomenetelmät ja -laitteistot ovat vaihdelleet huomattavasti, siksi mittaustulosten ja laitteistojen kohinaominaisuuksien vertailu on ollut vaikeaa. Kansainvälinen sähkötekniikan komissio (International Electrotechnical Commission, IEC) on kehittänyt standardin kohinan tehospektrin mittaamiselle (IEC 62220-1). Kohinan tehospektri määritetään kuvaamalla tyhjää detektoria. Kohinan tehospektrin määrittämisessä käytetään lineaarista kuvausdataa, joten kuvankäsittelyä ei voida hyödyntää. Kohinan tehospektri mittaa kuvan absoluuttista kohinaa, se kuvaa taajuuskomponenttien pikseliarvojen vaihtelua (varianssia). Suhteellinen kohina voidaan määrittää normalisoidun kohinatehospektrin avulla. Normalisoidussa kohinatehospektrissä otetaan huomioon alueen keskimääräinen pikseliarvo. (Dobbins ym. 2006, 1466–1470; Lança 2011, 83–85.)

2.2.3 Kvanttiefektiivisyys

Kvanttiefektiivisyyden (DQE) määrittämisessä hyödynnetään modulaation siirtofunktiota, kohinan tehospektriä ja detektorille saapuvaa säteilyannosta. Kvanttiefektiivisyys on ainoa parametri, joka huomioi detektorille tulevan säteilyn määrän. Kvanttiefektiivisyys kuvaa detektorin kykyä muuntaa röntgenkvantin energia kuvasignaaliksi. Mitä korkeampi detektorin kvanttiefektiivisyys on, sitä paremman kuvanlaadun detektori kykenee tuottamaan pienellä röntgenkvanttimäärällä. Kvanttiefektiivisyys ottaa huomioon myös kuvan kohinan ja terävyyden. (Körner ym. 2007, 682.)

Samei, Ranger, MacKenzie, Honey, Dobbins III & Ravin (2008, 926–937) esittävät artikkelissaan 'Detector or System? Extending the Concept of Detective Quantum Efficiency to Characterize the Performance of Digital Radiographic Imaging Systems' riisutumman "efektiivisen" kvanttiefektiivisyyden käsitteen. Tämä riisutumpikin kvanttiefektiivisyyden määrittäminen vaatii säteilyn sirontamittauksia ja ideaalisen signaalikohinasuhteen määrittäksen. Efektiivinen kvanttiefektiivisyys kuvaa paremmin sekä detektorin että järjestelmän toimintaa kliinisissä olosuhteissa.

2.3 Säteilyannoksen ja kuvanlaadun suhde

Nykyaikainen digitaalinen tekniikka tarjoaa paremman kuvanlaadun filmikuvantamiseen verrattuna. Digitaalitekniikka mahdollistaa pienemmän säteilyannoksen käyttämisen diagnostisen kuvan saamiseksi sekä kuvien jälkikäsittelyyn. (Lança & Silva 2008b, 134–135; Gibson & Davidson 2012, 458.) Taulukuvailmaisimella saadaan 50 %:n annossäästö verrattuna kuvalevytekniikkaan luuston natiivikuvauksissa. Perinteiseen filmikuvantamiseen verrattuna taulukuvailmaisimen avulla saavutetaan jopa 80 %:n pintaannossäästö. (Geijer ym. 2001, 1707.) Digitaalinen kuvantaminen mahdollistaa pienemmät pinta- ja efektiiviset annokset. Digitaalinen tekniikka tarjoaa paremman herkyyden, pienemmän kohinan ja paremman dynaamisen toiminta-alueen kuin perinteiset filmikuvantamismenetelmät. (Lança & Silva 2008b, 134–135.)

Digitaalisessa röntgenkuvauksessa on vaarana annoksen hidas ja huomaamaton suureneneminen. Syyksi on epäilty sitä, että digitaalisessa kuvantamisessa suuremman annoksen käyttö parantaa kuvanlaatua. Työssään röntgenhoitajat tavoittelevat mahdollisimman hyvää kuvanlaatua ja se saattaa johtaa tarpeettomaan annostason nostoon. Digitaalisessa kuvantamisessa alhaisesta annostasosta aiheutunutta kohinaa pystytään korjaamaan jälkikäsittelyyn avulla. (Gibson & Davidson 2012, 458; Ma, Hogg, Tootell, Manning, Thomas, Kane, Kelly, McKenzie, & Kitching 2013, 207–208.) Diagnostista kuvanlaatua optimoidessa kuvia voidaan joutua uusimaan riittämättömän laadun vuoksi. Tästä aiheutunut annoksen nosto voi olla todellista tarvetta suurempi. (Goske, Charkot, Herrmann, John, Mills, Morrison & Smith. 2011, 617–618.)

Annostason nousua voidaan tarkkailla annosindikaattorin avulla. Säteilyannoksen nousu on vaarana erityisesti käsiarvoja käytettäessä. Myös potilaiden koon vaihtelu voi nostaa annosta. Annostason nousua voidaan ehkäistä jatkuvalla kouluttamisella sekä säännöllii-

sillä annostarkkailuilla, joihin liittyy kuvausarvojen kirjaaminen. Valmistajat suosittavat kohtuullisen korkeita kuvausarvoja esiasetuksissaan, jolloin annostasoa on jo lähtökohdaisesti korkea. (Gibson & Davidson 2012, 458–462; Warren-Forward ym. 2007, 31.)

Potilaalle aiheutuva säteilyannos pyritään pitämään mahdollisimman alhaisena (ALARA-periaate). Kuvanlaadun täytyy kuitenkin olla niin hyvä, että kuvasta saadaan oikeat ja tarkat diagnoosit. Digitaalisessa kuvantamisessa ei ole selvää yksittäistä parametria, jota vakioimalla saataisiin aina samanlaatuinen kuva. Potilaan säteilyannoksen vähentäminen edellyttää koko tutkimusprosessin optimointia ja oikeiden kuvausparametrien valintaa. Käytössä oleva laitteisto vaikuttaa kuvausparametrien valintaan. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 203.)

Filmikuvausjärjestelmissä kuvan kontrasti riippui käytettävästä putkijännitteestä. Taulukuvailmaisimilla jännitteen vaikutus kontrastiin ei ole niin selvä, koska kuvan kontrastia ja tummuutta voidaan säätää jälkikäteen. Taulukuvailmaisimilla on myös parempi signaali-kohinasuhde kuin filmikuvantamisjärjestelmillä. Uffmann, Neizel, Prokop, Kabalan, Weber, Herold & Schaefer-Prokop (2005, 642–650) tutkivat thorax-kuvan kuvanlaatua kolmella eri putkijännitteellä (90, 121 ja 150 kVp). Tutkimuksen mukaan rintakehän alueen PA -kuvauksessa putkijännitteen pienentäminen arvoon 90 kVp parantaa kuvanlaatua samalla efektiivisellä säteilyannoksella. Putkijännitteen pienentäminen voi alentaa säteilyannosta ja parantaa kuvanlaatua myös lannerangan röntgentutkimuksissa. Artikkelin mukaan taulukuvailmaisimilla voidaan käyttää kuparia lisäsuodatuksena vähentämään säteilyannosta ja parantamaan kuvanlaatua. Käyttämällä kuparilisäsuodatusta voidaan päästä jopa 40 %:n säteilyannossäästöön. (Uffmann & Schaefer-Prokop 2009, 204–205.) Kansainvälinen säteilynsuojelukomissio ohjeistaa käyttämään lasten röntgenkuvauksissa kuparilisäsuodatusta (On behalf of the ICRP, P-L. Khong, H. Ringertz, V. Donoghue, D. Frush, M. Rehani, K. Appelgate, and R. Sanchez 2013, 24&32).

2.4 Kuvanlaadun optimointi

Uffmann ja Schaefer-Prokop (2009, 203–204) ehdottavat tutkimuksessaan, että kuvanlaatu jaettaisiin kolmeen luokkaan: korkeaan, keskitasoiseen ja matalaan. Käytetty kuvanlaatu riippuisi diagnostisesta kysymyksenasettelusta. Kontrollikuvauksissa Uffmann ja Schaefer-Prokop suosittavat matalampaa annostasoa ja kuvanlaatua, kun taas epäsel-

vissä murtumissa ja luustotuumoriepäilyissä tarvitaan korkeaa kuvanlaatua. Nykyisiin laitteisiin on mahdollista luoda tutkimuskohdekohtaisia esiohjelmia. Tämä vaatii radiologien ja kliinikoiden välistä yhteistyötä. Hankittaessa uutta natiivikuvauslaitteistoa kuvausohjelmien parametrien eroa voisi verrata 16-leikkeisen tietokonetomografialaitteen vaihtamista 64-leikkeiseen laitteeseen. Kuvauslaitteiden vaihdon yhteydessä menee aikaa kuvausparametrien optimoimiseen.

Digitaalinen kuvantaminen mahdollistaa kuvien jälkikäsittelyn, kuvien varastoinnin ja uudelleen katselun ilman kuvanlaadun heikkenemistä. Digitaalisen kuvantamisen suurimpia haasteita on kuitenkin selvän yhteyden puuttuminen teknisten parametrien ja lopullisen kuvanlaadun välillä. Nykyaikaisen tekniikan avulla pystytään yhtäaikaan, paikasta riippumattomaan kuvan katseluun, joka helpottaa ja nopeuttaa potilaan hoidon suunnittelua merkittävästi. Samassa yksikössä on usein eri laitevalmistajien järjestelmiä, jolloin lisäkoulutuksen tarve kasvaa. Laitteen ominaisuuksien hyödyntäminen ja säteilyannoksen optimointi vaatii laitteeseen liittyvän fysiikan ja toimintaperiaatteen tunteamista. (Goske ym. 2011, 611–612; Gibson & Davidson 2012, 459.)

Warren-Forwardin tutkimusryhmä (2007, 26–31) on tutkinut laitteiston ilmoittaman annosindikaattorin ja pinta-annoksen välistä yhteyttä eri putkijännitteen arvoilla. Tutkimus koostui fantomilla tehdyistä mittauksista ja kliinisistä tutkimuksista. Tutkimuksen kliinisessä osassa selvitettiin rintakehän PA-projektion ja lannerangan sivukuvan kuvausarvoja sekä säteilyannosta. Tulokset osoittivat, että käytettäessä 125 kVp putkijännitettä EI-annosindikaattorin näyttäessä 2000 potilaalle aiheutui sama säteilyannos kuin käytettäessä 75 kVp putkijännitettä ja annosindikaattorin näyttäessä 1700. Valmistajan ohjeiden mukaan 300 yksikön nousu annosindikaattoriarvossa tarkoittaa detektorille tulevan säteilyannoksen kaksinkertaistumista. Pieneltä tuntuva muutos annosindikaattoriarvossa vaikuttaa merkittävästi säteilyannokseen. Tutkimuksessa käytetyssä laitteessa valmistajan antamat annosindikaattoriarvosuositukset olivat diagnostiseen kuvanlaatuun nähden liian korkeat. Tutkimuksessa suositeltiin, että annosindikaattoriarvoja voitaisiin vähentää 10 % ilman diagnostisen kuvanlaadun heikkenemistä. Kymmenen prosenttia matalammilla annosindikaattoriarvoilla saavutetaan lähes 50 %:n säästö säteilyannoksessa.

Goske ym. (2011, 612) toteavat artikkelissaan, että käytännön työskentelyssä röntgenhoitaja usein luottaa annosindikaattoriin säteilyannosta kuvaavana arvona. Digitaalisen

kuvauslaitteiston ominaisuuksista johtuen ainoastaan todella suuret poikkeamat säteilyannoksessa voidaan nähdä lopullisessa kuvassa. Liian pienen säteilyannoksen käyttö tekee kuvasta kohinaisen, kun taas liian suuri säteilyannos näkyy kontrastin vähenemisenä ja kuvan sumenemisena. Warren-Forwardin ym. (2007, 26–31) tutkimuksessa havaittiin jo pienenkin muutoksen annosindikaattoriarvossa vaikuttavan merkittävästi säteilyannokseen. Myös putkijännite vaikuttaa annosindikaattoriarvoon. Etenkin lasten tutkimuksissa annosindikaattori on usein epätarkka ja vaikeasti tulkittava parametri. Lasten koko vaihtelee todella pienistä keskosista lähes aikuisen kokoisiin nuoriin. Annosindikaattorit ovat kehitetty kuvaamaan aikuiselle aiheutunutta säteilyaltistusta, jolloin ne eivät ole luotettavia pienten lasten kuvantamisessa. Annosindikaattorin arvoon vaikuttavat myös kuvauksen kenttäkoko, jälkeensä tapahtuva kollimointi sekä kuva-alueella olleet metallit tai suojat. (Goske ym. 2011, 612 & 615–616.)

Toinen käytännön työssä yleisesti käytetty potilaan säteilyannosta määrittävä suure on annoksen ja pinta-alan tulo (Dose-Area Product, DAP), jonka yksikkö on Gycm^2 . DAP-mittari on röntgenputkeen sijoitettu ohut, tasomainen ionisaatiokammio, joka mittaa säteilyannoksen tutkimuksessa kentän pinta-alalta. DAP-mittarin lukema vastaa potilaan ihon kohdalla olevaa annoksen ja pinta-alan tuloa. DAP-mittari tulee kalibroida asianmukaisesti ja säännöllisesti, jotta sitä voidaan käyttää luotettavasti potilaan säteilyaltistuksen määrittämisessä. Jos käytössä ei ole kiinteästi asennettua DAP-mittaria, voidaan DAP-arvo määrittää laskennallisesti tutkimuksessa käytettyjen kuvausarvojen perusteella ja potilaan iholla mitattavan säteilykeilan pinta-alan mukaan. (Edmonds 2009, 32–34; Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen 2004, 6, 9–10, 17.)

3 TUTKIMUKSEN TARKOITUS JA TUTKIMUSONGELMAT

3.1 Tutkimuksen tarkoitus ja tavoite

Tämän tutkimuksen tarkoituksena on kuvailla, miten taulukuvailmaisimissa käytetyt detektorimateriaalit vaikuttavat kuvanlaatuparametreihin eri detektorimateriaaleilla, sekä miten detektorimateriaalin vaihto vaikuttaa kuvanlaatuun ja säteilyannokseen natiivikuvantamisessa. Kuvanlaatua kuvaillaan mitattujen ja laskennallisten parametrien avulla, jotka saadaan analysoimalla DIGRAD- ja CDRAD-fantomien avulla otettuja kuvia. Tämän lisäksi thorax PA- ja lanneranka PA-kuvausohjelmien kuvanlaatua kuvaillaan potilasvasteiden avulla. (ks. Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2009, 137–138.)

Tutkimuksen tavoitteena on antaa tietoa detektorimateriaalien vaikutuksesta kuvanlaatuun. Tavoitteena on, että röntgenhoitajat voivat hyödyntää tutkimuksen tuloksia kuvanlaadun optimoinnissa ja huomioida detektorimateriaalien vaikutukset kuvausarvoihin. (ks. Hirsjärvi ym. 2009, 137–138.)

3.2 Tutkimusongelmat

Tutkimus pyrkii vastaamaan seuraaviin kysymyksiin:

- 1) Millainen on detektorimateriaalin vaikutus kuvanlaatuun eri säteilyannoksilla?
- 2) Millainen on detektorimateriaalin jänniteriippuvuus vakioidulla annostasolla?
- 3) Miten detektorimateriaalin vaihto vaikuttaa kuvanlaatuun valituilla kuvausohjelmilla?

4 TUTKIMUSMETODOLOGIA

Tutkimusmenetelmänä tässä tutkimuksessa on kvantitatiivinen eli määrällinen tutkimus. Kvantitatiivinen tutkimus perustuu mittauksiin, numeeristen mittaustulosten käsittelyyn sekä tuloksiin vaikuttavien ilmiöiden tutkimiseen. Kvantitatiivisen tutkimuksen edellytyksenä on, että tutkittavat ilmiöön vaikuttavat muuttujat, parametrit ja tekijät tunnetaan. Tutkimuksen tavoitteena on tuottaa perusteltua, luotettavaa ja yleistävää tietoa tutkittavasta ilmiöstä. Nämä ovat ominaista kvantitatiiviselle tutkimukselle, joka pohjautuu positivismiin. Sen pyrkimyksenä on absoluuttinen ja objektiivinen totuus. Tämän tutkimuksen kliinisessä osuudessa haluamme kartoittaa eri yksiköissä käytettäviä natiiviröntgenkuvausarvoja kahden projektion osalta. Tutkimuksella halutaan selittää, miten eri detektorimateriaalit vaikuttavat kuvanlaatuun. Tutkimusprosessi on teorialähtöinen ja mittausmenetelmät pyritään suunnittelemaan mahdollisimman tarkasti. Teorialähtöisessä tutkimuksessa pyritään rajaamaan tutkittava kohde hyvin. Tutkimuksessamme pyrimme löytämään yhteyden teorian ja mittaustulosten välillä. (Kananen 2011, 17–18; Hirsjärvi ym. 2009, 134–135.)

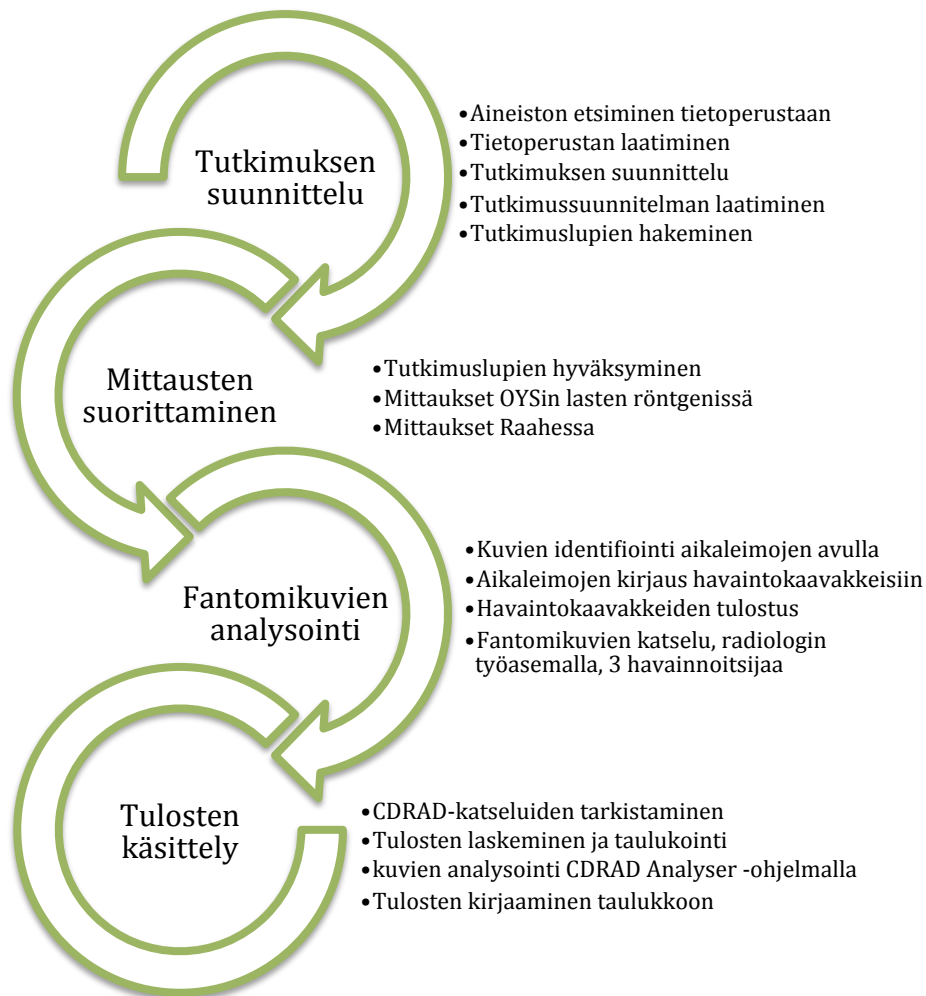
Kvantitatiivisissa tutkimuksissa on usein selvemmin erottuvat vaiheet ja täten myös selvemmin hahmotettavat tutkimusongelmat. Tähän liittyy kuitenkin myös riski, että koko tutkimus jää aineiston luokittelun tasolle. Kvantitatiivisessa tutkimuksessa pystytään usein esittämään tutkimusongelma selvästi ja tarkkarajaisesti, mutta tutkijan tulisi kuitenkin kiinnittää riittävästi huomiota kysymyksen asettelun. (Hirsjärvi ym. 2009, 126.)

Tässä työssä tutkimusongelmia ei voida jakaa pää- ja sivuongelmiin. Tutkimusasetelma on kokeellinen. Kokeellisessa tutkimusasetelmassa pyritään vakioimaan mahdolliset muuttujat mittausten aikana. Ennen tutkimusta pyritään selvittämään fysikaalisiin ilmiöihin (kuten säteilyn siroamiseen eri materiaaleissa) vaikuttavat tekijät ja täten minimoimaan virhelähteet.

5 TUTKIMUKSEN SUORITTAMINEN

Tutkimus koostuu kolmesta osiosta: annostason ja jännitteen vaikutuksesta kuvanlaatuun sekä kliinisten kuvausohjelmien kuvanlaatuksen arvioinnista eri detektorimateriaaleilla. Kuvausohjelmina käytettiin thorax PA- ja lanneranka PA-kuvausohjelmia. Tutkimuksessa käytettiin CDRAD- ja DIGRAD-kuvanlaatufantomeita (ks. kappale 5.2 Tutkimuksen kuvanlaatufantomit). Thorax- ja lanneranka-kuvauksissa käytettiin potilasvasteita mallintamaan todellista kuvaustilannetta.

Tutkimusprosessi koostuu neljästä eri työvaiheesta: suunnittelusta, suorittamisesta, analysoinnista ja käsittelystä (kuvio 5). Tutkimuksen suunnitteluvaiheessa suoritettiin tietoperustan aineiston keräys, jonka avulla laadittiin tutkimussuunnitelma. Tutkimuslupaa Oulussa tehtäville mittauksille haettiin tutkimussuunnitelmalla toukokuussa 2013, jolloin se myös hyväksyttiin. Oulun yliopistollisen sairaalan kuvantamisen toimialueen ylihoitaja Kirsi Rannisto hyväksyi allekirjoituksellaan opinnäytetyön yhteistyösopimuksen ja tutkimusluvan. Sopimukset allekirjoittivat myös opinnäytetyön tekijät sekä ohjaava opettaja Anja Henner. Raahen seudun hyvinvointikuntayhtymän (RAS) röntgenin yhteistyösopimuksen ja tutkimusluvan allekirjoitti ylilääkäri Jarmo Reponen. Opinnäytetyön tekijät aloittivat mittaukset tutkimuslupien hyväksymisen jälkeen. Tutkimuksen aineiston keruu suoritettiin Oulun yliopistollisen sairaalan lasten röntgenissä toukokuussa 2013 ja Raahen seudun hyvinvointikuntayhtymän röntgenissä lokakuussa 2013. Analysointivaiheen valmistelevat toimenpiteet suoritettiin vuoden 2013 lopulla, jotka pitivät sisällään fantomikuvien identifioinnin ja havaintokaavakkeiden tulostuksen. Fantomikuvien analysointi suoritettiin tammi-helmikuussa 2014 radiologin työasemalla Oulun yliopistollisessa sairaalassa. Tämän jälkeen aloitettiin välittömästi tulosten käsittely ja opinnäytetyön loppuraportin viimeistely. Opinnäytetyö esitettiin 9.4.2014 Hyvinvointia yhdessä -päivässä.



KUVIO 5. Tutkimusprosessin eri vaiheet.

5.1 Aineiston keruu

Ennen mittausten aloitusta laadittiin havaintojen kirjauslomakkeet. CDRAD-havainnot kirjattiin fantomin manuaalissa olevalle kaavakkeelle (liite 1). DIGRAD-fantomikuvahavaintojen kirjaamista varten tehtiin Excel-taulukko, johon kirjattiin jokaisen fantomikuvan havaitut viivaparit sekä korkea- ja matalakontrastikohteet. Fantomikuvien identifiointiin käytettiin kuvissa olevaa aikaleimaa, joka kertoi kuvan tarkan säteilytysajan.

OYSin lasten röntgenissä oli apulaisfyysikko Elli-Noora Salo tehnyt ennen detektorivaihtoa mittaukset. Nämä mittaukset tehtiin Fujin AcSelerate -laitteen amorfisesta seleenistä valmistetulle detektorille syksyllä 2012, jonka jälkeen detektori vaihdettiin cesiumjodidista valmistettuun detektoriin (taulukko 1). Tutkimuksen kuvausarvoiksi valit-

tiin samat arvot, joita Salo käytti mittauksissaan. Tällä menettelyllä pyrittiin varmistamaan mittausten vertailukelpoisuus. Kuvausarvot määritettiin pinta-annoksen avulla, jonka mittaukseen käytettiin Unfors Xi annosmittaria, jonka detektorina R/F-detektori. Kesällä 2013 mitattiin gadoliniumoksisulfidista valmistettu liikuteltava irtodetektori sekä thorax-telineeseen asennettu cesiumjodididetektori. Thorax-telineeseen asennettavat detektorit ovat kokoa 43x43 cm ja irtodetektori 43x34 cm. Detektorien vaihdon yhteydessä röntgenputki pysyi samana, jolloin tutkimuksessa pystytään vertailemaan detektorimateriaalien välistä eroa. Röntgenputken perussuodatus on 2,5 mm Al.

TAULUKKO 1 Tutkimuksessa käytetyt laitteet ja niiden detektorit.

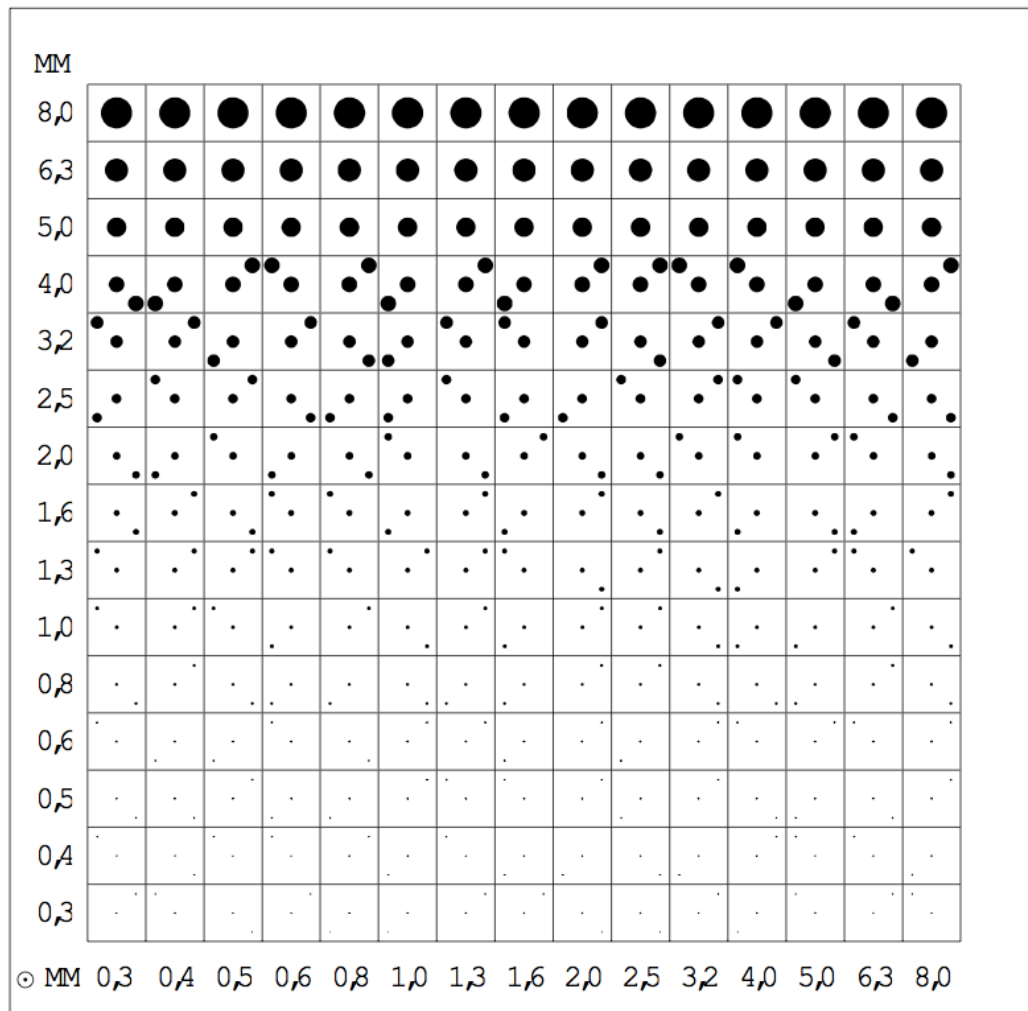
| Laite | Laitteen sijainti | Kiinteä-suodatus | Detektorimateriaali | Detektorin mitat |
|-----------------|---------------------|------------------|---|------------------|
| Fuji AcSelerate | OYS, Lasten röntgen | 2,5 mm Al | Amorfinen seleeni (mitattu 2012) | 43 x 43 cm |
| | | | Cesiumjodidi | 43 x 43 cm |
| | | | Gadoliniumoksisulfidi | 43 x 34 cm |
| Fuji AcSelerate | RAS röntgen | 2,8 mm Al | Cesiumjodidi | 43 x 43 cm |
| | | | Gadoliniumoksisulfidi | 43 x 34 cm |
| Kodak DR7500 | RAS röntgen | 3,5 mm Al | Cesiumjodidi (mittausvaiheessa materiaali tuntematon) | 43 x 43 cm |

Raahen seudun hyvinvointikuntayhtymän röntgenissä tehtiin mittaukset detektorivaihdon jälkeen vastaaville Fujin AcSelerate -laitteen detektoreille kuin OYSin lasten röntgenissä (taulukko 1). Raahen Fujin AcSelerate-laitteessa on käytössä CsI- ja GOS-detektorit. Raahen yksikössä mitattiin myös Kodakin DR7500 detektori, jonka materiaalia emme tiedäneet etukäteen. Raahessa noudatettiin samoja mittauskäytäntöjä kuin Oulun yksikössä. Tutkimuksessa pyritään vertamaan Raahen ja lasten röntgenin cesiumjodididetektorien välisiä eroja sekä kliinisten kuvauskäytäntöjen vaikutusta mahdollisiin eroihin kuvanlaadussa. Kodakin röntgenlaitteessa on kiinteänä suodatuksena 3,5 mm Al-perussuodatus ja Fujin AcSelerate -laitteessa 2,8 mm Al.

5.2 Tutkimuksen kuvanlaatu fantomit

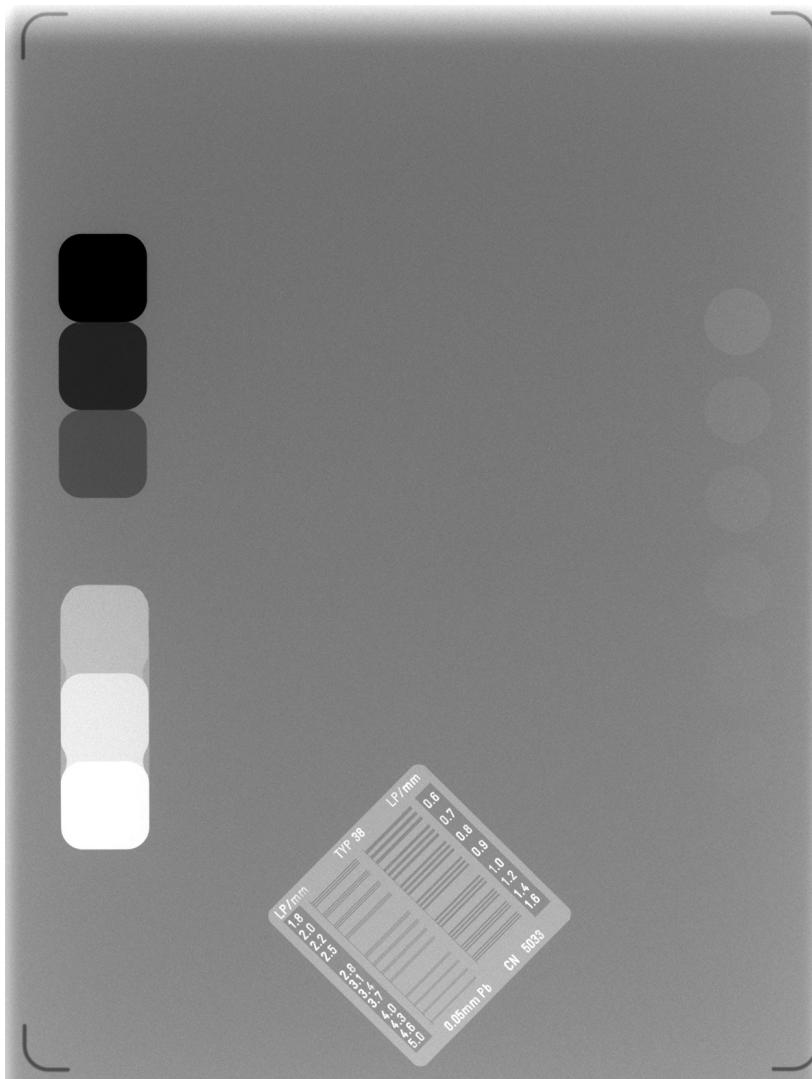
Tutkimus suoritettiin käyttämällä CDRAD- ja DIGRAD-kuvanlaatu fantomeita. CDRAD 2.0 -fantomi koostuu neliöistä, jotka ovat sijoitettu 15 sarakkeeseen. Neliöissä on keskellä sylinterin muotoinen reikä. Reikien halkaisija ja syvyys pienenevät logaritmisesti kahdeksasta millimetristä kolmeen millimetriin luettaessa vasemmasta yläkul-

masta oikeaan alakulmaan (kuvio 6). Reikien avulla kuvaan muodostuu erilaisia kontrastikohteita. Kolmea ylintä riviä lukuun ottamatta jokaisessa neliössä on kaksi identtistä kontrastikohdetta: keskellä ja toinen satunnaisesti valitussa neliön kulmassa. Kuvaa arvioidessaan tarkkailija paikantaa satunnaiseen kulmaan sijoitetun kontrastikohteen. Fantomista luetaan jokainen neliö ja pienimmistä oikein havaituista sovitetaan kontrasti-yksityiskohtakäyrä. Havainnointien osuvuus tarkistetaan lopuksi CDRAD-fantomien mukana tulleesta sapluunasta. Paras tulos CDRAD-fantomilla saadaan, kun käytetään kolmea arvioijaa ja luotettavuutta voidaan kasvattaa toistamalla kuvaus kolmesti samoilla arvoilla. (Fischbach, Ricke, Freund, Werk, Spors, Baumann, Pech & Felix 2002, 609–611; Thijssen, Bijkerk & Van Der Burght 2013, 3–6; Aksoya ym. 2012, 57–62.)



KUVIO 6. CDRAD-fantomi (Drill Pattern 1), josta tarkkailija paikallistaa kontrastikohteiden sijainnit neliön kulmista. Matalimmista havaituista kontrastikohteista sovitetaan kuvaaja, jonka avulla voidaan arvioida laitteiston kontrastierotuskykyä. (Thijssen ym. 2013, 4.)

DIGRAD-fantomin avulla voidaan tutkia dynaamista toiminta-aluetta, kontrastierotuskyä, tasaisuutta ja paikkaerotuskykyä (kuvio 7). DIGRAD-fantomissa on pleksilasin sisällä erilaisia kuparikohteita, joiden avulla tutkitaan kontrastieroja. Havainnoitsija arvioi kuvasta kontrastikohteiden erottuvuutta sekä niiden välistä sävyeroa. Fantomi sisältää viivapareja, joiden erottuvuudella voidaan arvioida kuvan terävyyttä. Fantomissa on keskellä ns. vapaa alue, jolla voidaan arvioida järjestelmän tuottaman kuvan tasaisuutta. Tässä tutkimuksessa keskityttiin matala- ja korkeakontrastikohteiden erottuvuuteen sekä pienimmän viivaparin tarkasteluun. (ks. Pehamed 2013, 1–2.)



KUVIO 7. DIGRAD-fantomi. Vasemmalla on nähtävillä neliön muotoiset korkeakontrastikohteet (6 kpl) ja oikealla pyöreät matalakontrastikohteet (6 kpl). Alhaalla keskellä on viivaparit (0,6–5,0 Lp/mm).

5.3 Tutkimuksen suorittaminen

Tutkimuksessa selvitettiin kuvausjännitteen vaikutusta kuvanlaatuun kuvanlaatu fantomien avulla. Kumpaakin fantomia kuvattiin kolmella eri jännitteen arvolla. Pinta-annos säilytettiin vakiona muuttamalla putkivirran (mAs) arvoa. Kuvausjännitteiden arvot olivat 55 kV, 80 kV ja 125 kV. Pinta-annos pyrittiin vakioimaan noin 25 μGy :ksi. Käytetyt kuvausarvot esitetään taulukossa 2. Kuvakenttä rajattiin fantomin kokoiseksi. Mittauksista kirjattiin kuvausarvot. Laitteen näyttämät DAP-lukemat selvitettiin jälkikäteen DICOM-tiedostoista. Kuvausetäisyys fokukselta detektorille oli kaksi metriä, lisäsuodattusta ei käytetty ja kuvat luettiin Contrast-lukuohjelmalla. Mittauksissa käytettiin pientä fokusta (0,6 mm) ja hila ei ollut käytössä. Kuvat tallennettiin DICOM-muotoon myöhemmää kuvanlaadun arviointia varten.

Taulukko 2 Tutkimuksessa käytetyt annostasot ja kuvausarvot.

| Annostaso | Kuvausjännite | putkivirta |
|-----------------------|---------------|------------|
| n. 25 μGy | 55 kV | 4 mAs |
| n. 25 μGy | 80 kV | 2 mAs |
| n. 25 μGy | 125 kV | 0,80 mAs |
| n. 7,5 μGy | 80 kV | 0,6 mAs |
| n. 25 μGy | 80 kV | 2 mAs |
| n. 80 μGy | 80 kV | 6,3 mAs |

Annostason ja kuvanlaadun välisen yhteyden selvittämiseksi molemmat fantomit kuvattiin kolmella eri pinta-annostasolla. Kuvausjännitteenä käytettiin 80 kV ja annostaso säädettiin putkivirran arvoa muuttamalla. Mittauksissa käytetyt annostasot olivat noin 7,5 μGy , 25 μGy ja 80 μGy (taulukko 2).

Mittausten kolmannessa osuudessa selvitettiin kuvanlaatua thorax PA- ja lanneranka PA-projektioissa CDRAD- ja DIGRAD-fantomien avulla. Molemmat fantomit kuvattiin yksiköiden omilla, käytössä olevilla kuvausarvoilla ja -ohjelmilla. Kuvauksissa käytössä olleet suodattukset ja hilat on nähtävillä taulukoissa 3 ja 4. CDRAD-fantomilla käytettiin molemmin puolin fantomia viiden senttimetrin paksuisia pleksilevyjä mallintamaan potilaasta aiheutuvaa säteilyn vaimenemista ja sirontaa. DIGRAD-fantomilla potilasvas- teena käytettiin röntgenputkeen asetettavaa 21 millimetriä paksua alumiinikappaletta. Mittauksessa käytettiin kunkin laitteen kohdistus- ja valotusautomaatiikkaa sekä kuva- usohjelmiin esiasetettuja valotuskammioita. Fantomi aseteltiin keskelle detektoria ja

tarkistettiin, että se peittää myös mittakammiot. Irtodetektorien kuvaukset tehtiin käsiarvoilla. Mittauksista kirjattiin kuvausarvot. Kuvien luentaan käytettiin kuvausohjelmien oletusasetuksia.

Taulukko 3 Tutkimuksen kuvausohjelmien tiedot.

| Laite | Tutkimus | Fokuskoko | Lisäsuodatus | Kuvausjännite | Kuvaus- etäisyys |
|---------------------------------|------------|--------------|-------------------|---------------|---------------------|
| Kodak | Thorax | iso (1,2 mm) | 0,2 mmCu + 1 mmAl | 125 kV | 200 cm |
| | Lanneranka | iso (1,2 mm) | 1 mmAl | 80 kV | 150 cm |
| Fuji AcSelerate, Raahe | Thorax | iso (1 mm) | 0,2 mmCu | 125 kV | 200 cm |
| | Lanneranka | iso (1 mm) | 0,1 mmCu | 85 kV | 150 cm |
| Fuji AcSelerate, Lasten röntgen | Thorax | iso (1 mm) | 0,2 mmCu + 1 mmAl | 125 kV | 200 cm |
| | Lanneranka | iso (1 mm) | 1 mmAl | 85 kV | 150 cm |

Taulukko 4 Tutkimuksen kuvausohjelmissä käytössä olleet hilat.

| Laite | Hilasuhde | Fokusointietäisyys | Lamellien määrä |
|--|-----------|--------------------|-----------------|
| Kodak | 10:1 | 180 cm | 40,6 l/cm |
| Kodak | 10:1 | 130 cm | 40,6 l/cm |
| Fuji AcSelerate, Raahe | 12:1 | 180 cm | 67,6 l/cm |
| Fuji AcSelerate, Raahe (irtohila) | 6:1 | - | 17 l/cm |
| Fuji AcSelerate, Lasten röntgen | 14:1 | 180 cm | 67,6 l/cm |
| Fuji AcSelerate, Lasten röntgen (irtohila) | 6:1 | ∞ | 70 l/cm |

5.4 Aineiston analysointi ja käsittely

Kolme havainnoitsijaa analysoivat fantomikuvat kolmen megapikselin radiologin työasemilta itsenäisesti. Havainnoitsijat käyttivät samaa työtilaa, jossa oli radiologisten kuvien katseluun optimoidut olosuhteet. Havainnot kirjattiin Excel-
taulukkolaskentaohjelmaan. DIGRAD-fantomissa tarkastelun kohteena olivat vasemmalla sijaitsevat kuusi neliönmuotoista korkeakontrastikohdetta ja oikealla kuusi pyöreää matalakontrastikohdetta sekä alhaalla sijaitsevat viivaparit. DIGRAD-fantomeista kirjattiin havaittujen matala- ja korkeakontrastikohteiden lukumäärä sekä pienin, erillisinä viivoina havaittu viivaparilukema. Kuvat katseltiin 1:1 kuvasuhteessa ja kuvien ikkunointi oli sallittua. Havainnoitsijoiden saamista tuloksista laskettiin keskiarvot ja keskihajonnat. Tulokset ovat nähtävillä liitteissä 2 ja 3. Saatujen tulosten perusteella verrataan tutkittujen detektorimateriaalien välisiä eroja sekä arvioidaan havaintojen yhtenäisyyttä. Tutkimuksessa verrattiin myös fantomin edellä mainittujen parametrien eroavuutta ja soveltuvuutta kuvanlaadun analysointiin tässä tutkimuksessa.

CDRAD-fantomeista kirjattiin jokaisesta sarakkeesta vähintään kolme pienintä havaittua arvoa CDRAD-manuaalin pohjalta laadittuihin kaavakkeisiin (liite 1). Fantomista tarkasteltiin neliön keskellä olevien kontrastikohteiden erottuvuutta ja sitä vastaavaa kontrastikohteen sijaintia neliön satunnaisessa kulmassa. Havainnot tarkastettiin kaavakkeista manuaalin ohjeiden mukaisesti (Thijssen ym. 2013, 7–9). Havaintojen oikeellisuutta arvioitiin vierekkäisten kohteiden perusteella. Tällä pyrittiin vähentämään yksittäisiä virhelisiä havaintoja ja niiden vaikutusta lopputuloksiin. Jokaiselle CDRAD-fantomikuvan havainnolle laskettiin numeerinen IQF_{inv} -arvo. IQF_{inv} -arvo (0.27–8.89) on käänteinen kuvanlaatuindeksi, joka on verrannollinen kuvan kontrastierotuskykyyn. Laskentaan käytimme seuraavaa kaavaa, jonka tarkempi määrittely esitetään CDRAD-manuaalissa (Thijssen ym. 2013, 10):

KAAVA 1. IQF_{inv} , Inverse Image Quality Figure.

$$IQF_{inv} = \frac{100}{\sum_{i=1}^{15} C_i \cdot D_{i,th}}$$

missä $D_{i,th}$ on kontrastikohteen C_i halkaisija. Laskennassa käytetään seuraavia sääntöjä:

- 1) Kokonaan näkymättömän sarakkeen $D_{i,th}$ arvoksi tulee 10,00 mm.
- 2) Kokonaan näkyvän sarakkeen $D_{i,th}$ arvoksi tulee 0,3 mm. (Thijssen, ym. 2013, 10.)

Tulosten käsittely ja laskenta suoritettiin Excel-taulukkolaskentaohjelmalla. Kun yksittäisen kuvan kaikkien havainnoitsijoiden IQF_{inv} -arvot oli saatu laskettua, laskettiin niistä keskiarvo ja keskihajonta. Näitä tuloksia käytettiin lopullisessa tulostusanalyysissä. Tulokset ovat nähtävillä liitteessä 3.

Kaikki havainnoidut CDRAD-fantomikuvat analysoitiin myös CDRAD Analyser v. 1.1 -ohjelmalla. Ohjelma määrittelee kuvan kontrastierotuskykykuvaajan ja laskee sen perusteella IQF_{inv} -arvon. (van der Burght 2006, 1–21.) CDRAD Analyser -ohjelmassa määritettiin fokus-detektorietäisyys mittauksien mukaan ja muutoin käytettiin ohjelman antamia oletusasetuksia. Vertailimme ohjelman laskemia IQF_{inv} -arvoja manuaalisesti havaittujen tulosten keskiarvoihin. Pyrkimyksenä oli vertailla ohjelman saamien tuloksien ja ihmisten havainnointien välistä eroa sekä tarkastella tulosten luotettavuutta.

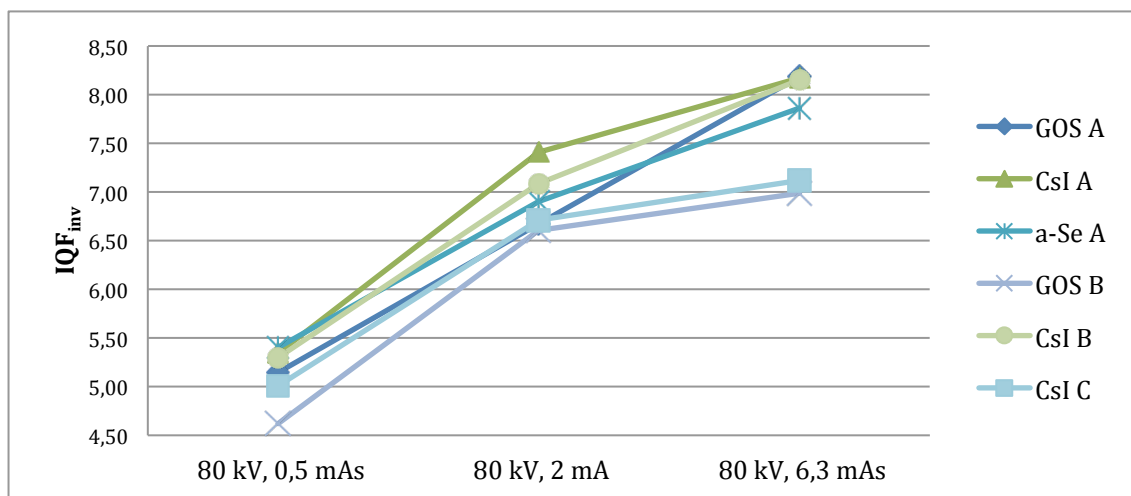
Tutkimuksen tuloksista laadittiin selkeät tulostaulukot sekä graafisia kuvaajia Excel-
taulukkolaskentaohjelmalla. Kuvaajien tarkoituksena on havainnollistaa ja ryhmitellä
tietoa. (ks. Hirsjärvi, Remes & Sajavaara 2010, 322–329.)

6 TULOKSET

Tutkimuksen tulokset tarkastellaan fantomi- ja detektorimateriaalikohtaisesti. Tällä tarkastelumenetelmällä pyritään vastaamaan tutkimuskysymyksiin. Näin saadaan eroteltua annostason ja kuvausjännitteen vaikutukset kuvanlaatuun eri detektorimateriaaleilla. Tutkimuksen kliinisillä kuvausohjelmilla otetut fantomikuvien tulokset esitetään kuvausohjelma- ja fantomikohtaisesti mitatuille detektorimateriaaleille. Tulokset tarkastellaan myös mittauspaiikkakohtaisesti. Kaikki tulokset löytyvät taulukoituna liitteistä 2 ja 3 sekä graafisesti esitettynä liitteistä 4 ja 5. Tuloksissa käytetään OYSin lasten röntgenistä nimitystä mittauspaiikka X ja Raahesta mittauspaiikka Y. OYSin lasten röntgenin detektorit ovat merkattu seuraavasti: amorfinen seleenidetektori on merkitty lyhenteellä a-Se A, cesiumjodididetektorit on CsI A ja gadoliniumoksisulfididetektorit on GOS A. Vastaavasti Raahen seudun hyvinvointikuntayhtymän röntgenin detektorit ovat Fujin cesiumjodididetektorit CsI B, gadoliniumoksisulfididetektorit GOS B ja Kodakin detektorit CsI C.

6.1 Detektorimateriaalin vaikutus kuvanlaatuun eri säteilyannoksilla

CDRAD-fantomimittauksissa CsI A oli paras kuvanlaatu annostasoriippuvuudessa (kuvio 8), vaikka matalalla annostasolla (0,5 mAs) materiaalien välillä ei ollut juurikaan eroa. Annostason kasvaessa kuvanlaatu kaikilla detektorimateriaaleilla parani. Korkeimmalla annostasolla (6,3 mAs) amorfisesta seleenistä valmistetun detektorin kuvanlaatu jäi heikoimmaksi. Detektorimateriaalien väliset erot jäivät kuitenkin pieniksi.



KUVIO 8. Käänteisen kuvanlaatuindeksiin annosriippuvuus detektoreittain CDRAD-fantomilla mitattuna.

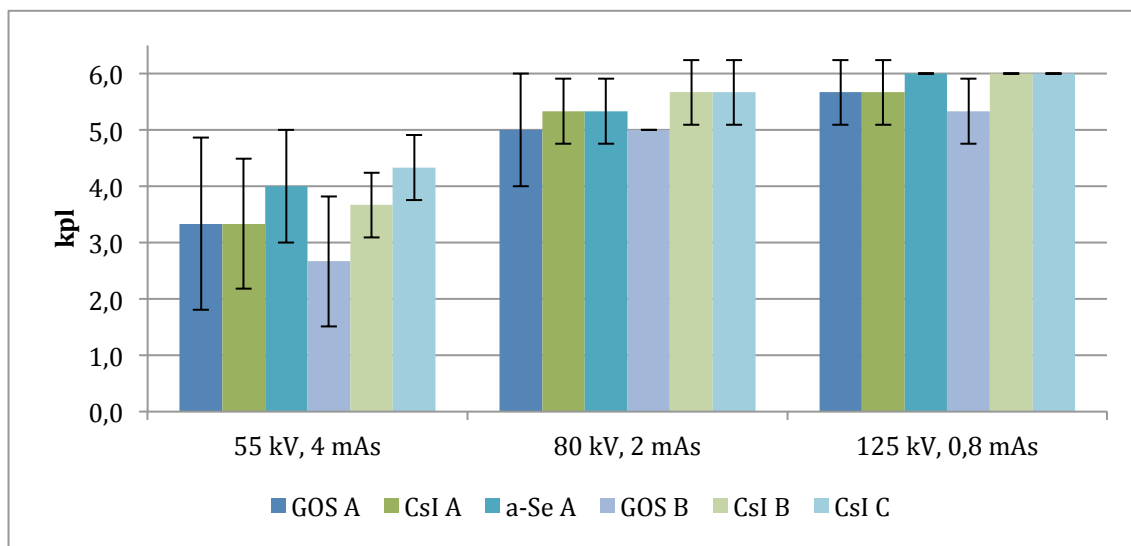
Mittauspaikassa X DIGRAD-fantomin korkeakontrastiosuudessa detektoreiden kuvanlaatu oli tasainen (liite 4). Ainoastaan korkeimmalla annostasolla (6,3 mAs) gadoliniumoksisulfididetektorin (GOS A) kuvanlaatu oli muita huonompi. Matalakontrastikohteiden perusteella amorfisesta seleenistä valmistetulla detektorilla oli heikoin kuvanlaatu matalimmalla (0,5 mAs) annostasolla ja korkein kuvanlaatu suuremmilla annostasoilla. GOS A-detektorin kuvanlaatu parani hieman matalakontrastikohteissa annostason noustessa. DIGRAD-fantomin viivapariosuuden perusteella cesiumjodididetektorilla (CsI A) oli paras kuvanlaatu kaikissa annostasoriippuvuusmittauksissa. Amorfisesta seleenistä valmistetulla detektorilla oli hyvä erotuskyky matalalla annostasolla. Gadoliniumoksisulfidista valmistetulla detektorilla oli pienillä kuvausarvoilla alhaisin erotuskyky, mutta säteilyannoksen kasvaessa sen kuvanlaatu parani. Annostason vaihtelu vaikutti vähiten cesiumjodidista valmistettuun detektoriin, jonka kuvanlaatu säilyi tasaisen korkeana kaikilla mittauksissa käytetyillä kuvausarvoilla.

Mittauspaikan Y annostasoriippuvuusmittauksissa DIGRAD-fantomin korkeakontrastikohteissa cesiumjodididetektoreilla oli gadoliniumoksisulfidia korkeampi kuvanlaatu kaikilla mittausarvoilla. Gadoliniumoksisulfididetektorin (GOS B) kuvanlaatu vaikuttaisi jopa hieman laskevan kuvausjännitteen kasvaessa. Matalakontrastikohteissa GOS B-detektorilla oli heikompi kuvanlaatu pienimmällä annostasolla (0,5 mAs), mutta cesiumjodididetektoria korkeampi kuvanlaatu suurimmalla annostasolla (6,3 mAs). Viivapariosiossa cesiumjodididetektorin kuvanlaatu oli jälleen gadoliniumoksisulfididetektoria parempi kaikilla mittausarvoilla. CsI C -detektorin kuvanlaatu oli heikoin viivapariosiossa. Tulokset voivat selittyä laitteistojen röntgenputkien säteilyntuoton ja suodattusten eroilla. CDRAD-fantomiosuudessa cesiumjodididetektoreilla oli korkein kuvanlaatu kaikilla mittausarvoilla. Detektorimateriaalien väliset erot jäivät tässäkin osuudessa kohtuullisen pieniksi.

Mittauspaikan X mittausten perusteella havainnoitsijoiden arvioima kuvanlaatu oli selvästi CDRAD Analyser -ohjelmaa korkeampi (IQF_{inv} -arvot) sekä annostasoriippuvuutta jänniteriippuvuusosiossa. Mittauspaikan Y tulosten osalta ero ei ollut yhtä suuri, mutta ohjelman havaitsema kuvanlaatatase oli pääsääntöisesti havainnoitsijoita alhaisempi. Kodakin laitteistolla annostasoriippuvuusosiossa CDRAD Analyser -ohjelma antoi havainnoitsijoita paremman kuvanlaatatason.

6.2 Detektorimateriaalin jänniteriippuvuus vakioidulla annostasolla

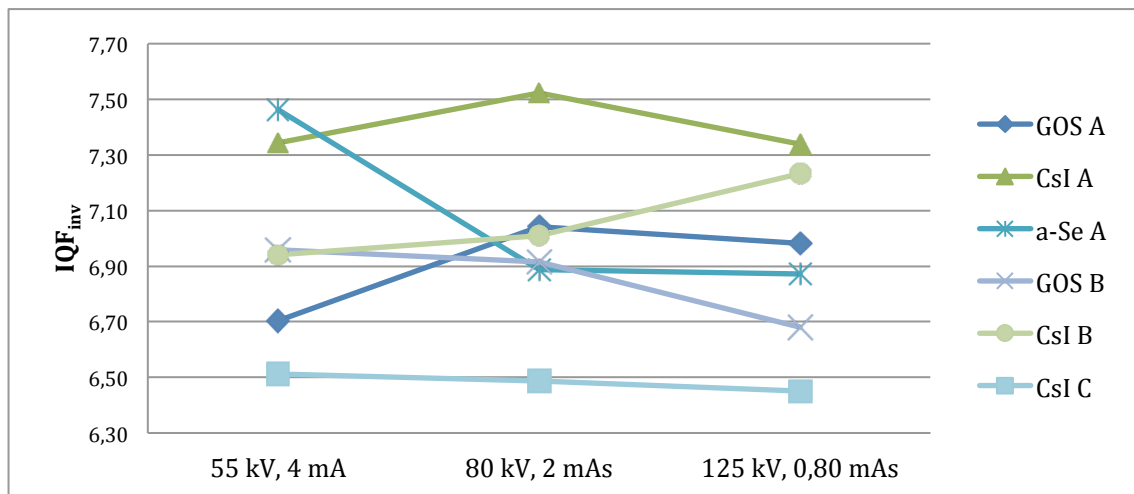
Mittauspaikassa X tehtyjen DIGRAD-fantomimittausten osalta selkeimmät erot havaittiin viivapariosiossa. Korkea- ja matalakontrastikohteissa yhtä selkeitä eroja ei havaittu. Korkeakontrastikohteissa pienimmällä jännitteellä (55 kV) amorfisesta seleenistä valmistetun detektorin kuvanlaatu oli matalin, ja matalakontrastikohteita tarkastellessa korkein (liite 4). A-Se -detektorilla matalakontrastikohteet erottuivat parhaiten kaikilla kuvausjännitteillä (kuvio 9). GOS A -detektorin kuvanlaatu oli huonoin jänniteriippuvuusmittauksissa matalakontrastikohteiden sekä viivaparien erottuvuutta arvioitaessa. Korkeakontrastikohteiden osalta GOS A -detektorin kuvanlaatu oli yhtä hyvä kuin cesiumjodididetektorilla. Amorfisella seleenillä oli heikoin kuvanlaatu pienimmällä kuvausjännitteellä. Kolmesta tarkastelussa mukana olevasta detektorista matalin kuvanlaatu oli gadoliniumoksisulfidista valmistetulla detektorilla, kun huomioidaan kaikki DIGRAD-fantomin tarkastelukohteet. Cesiumjodididetektorin kuvanlaatu oli jokaisella tarkastelukohteella ja kuvausjännitteellä korkea. Amorfisesta seleenistä valmistettu detektor sijoittui kuvanlaadultaan CsI A ja GOS A -detektorin väliin. Detektorimateriaalien väliset erot eivät kuitenkaan olleet suuria.



KUVIO 9. Matalakontrastikohteiden erottuvuus eri detektorimateriaaleilla riippuen kuvausjännitteestä.

Detektorimateriaalien väliset erot olivat hieman selvemmin havaittavissa CDRAD-fantomimittauksissa kuin DIGRAD-fantomiosuudessa (kuvio 10). CDRAD-fantomiosuudessa amorfisesta seleenistä valmistetun detektorin kuvanlaatu oli mittauksen korkein matalalla kuvausjännitteellä (55 kV). Gadoliniumoksisulfididetektorin

(GOS A) kuvanlaatu oli huonoin matalalla kuvausjännitteellä. Korkealla kuvausjännitteellä (125 kV) GOS A -detektorin kuvanlaatu parani ja a-Se detektorin kuvanlaatu laski suhteessa muihin mitattuihin detektorimateriaaleihin. Cesiumjodididetektorin kuvanlaatu säilyi suhteellisen korkeana kaikilla mitatuilla jännitteen arvoilla. Detektorimateriaalien väliset erot olivat suhteellisen pieniä. Tulokset ovat myös samansuuntaisia mittaustaipaikan X DIGRAD-fantomimittausten kanssa.

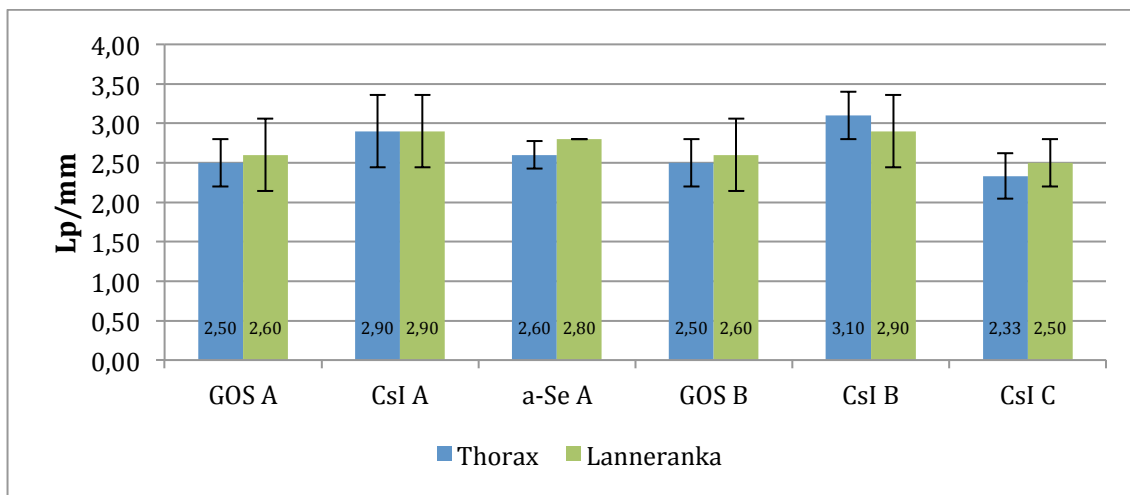


KUVIO 10. CDRAD-fantomilla määritetty käänteisen kuvanlaatuindeksin jänniteriippuvuus detektoreittain.

Mittauspaikan Y jänniteriippuvuusmittauksissa cesiumjodidista (CsI B) valmistetuilla detektoreilla oli myös korkein kuvanlaatu. Gadoliniumoksisulfididetektorin (GOS B) kuvanlaatu oli hieman matalampi, etenkin pienimällä kuvausjännitteellä (55 kV). Mittauspaikan X tulosten kaltaista selvää kuvausarvojen välistä yhteyttä ei havaittu.

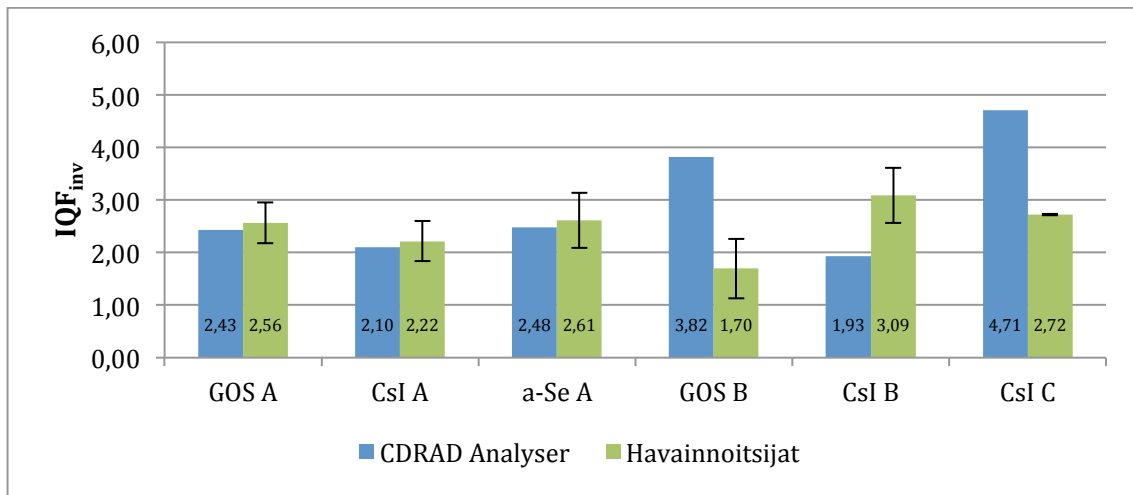
6.3 Detektorimateriaalin vaihdon vaikutus kuvanlaatuun kuvausohjelmilla

Kliinisten kuvausohjelmien fantomikuvat otettiin mittauspaikan kuvausprotokollien mukaisesti. Kuvien luennassa käytettiin mittauspaikkojen kuvausprotokollakohtaisia luentaohjelmia. Mittaukset suoritettiin thorax PA- ja lanneranka PA -kuvausohjelmilla. DIGRAD-fantomikuvissa tulokset eivät olleet selkeitä. Tuloksissa ei ole havaittavissa suuria eroja eri detektorien välillä. Suurimmat erot tulivat esiin viivapareja tarkasteltaessa, mutta erot eivät olleet merkittäviä (kuvio 11). Matala- ja korkeakontrastikohteiden tulokset olivat korkeita. Havainnoitsijoiden välisissä tuloksissa oli kuitenkin enemmän poikkeamaa, mikä oli havaittavissa keskihajonnoissa. Tulosten graafinen esitykset löytyvät liitteestä 4.

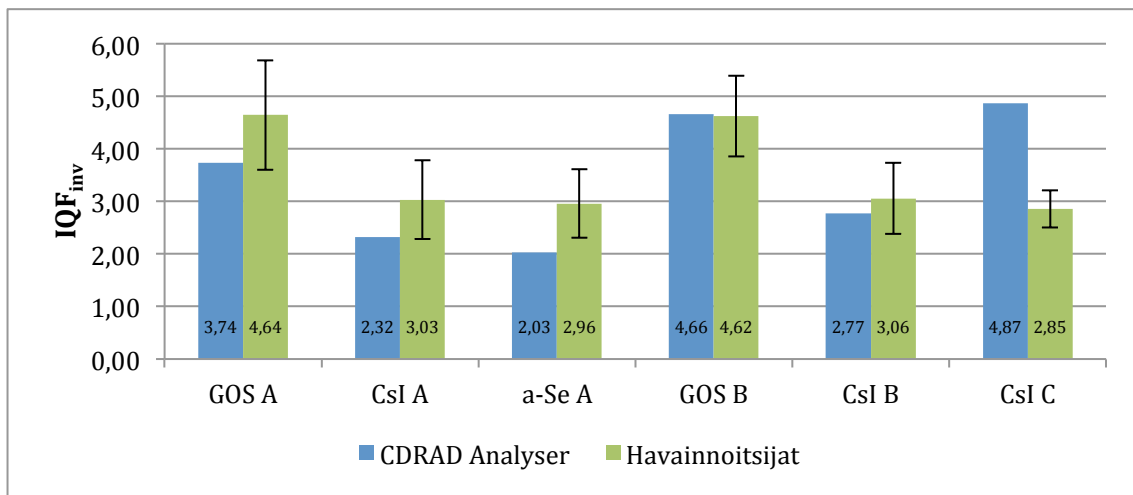


KUVIO 11. DIGRAD-fantomin viivaparien erottuvuus detektoreittain.

CDRAD-fantomikuvien tulokset koostuvat kahdesta osasta: CDRAD Analyser -ohjelmalla saaduista tuloksista ja havainnoitsijoiden tulosten keskiarvosta. Kuvioissa 12 ja 13 on nähtävillä tulokset kuvausohjelmittain. Thorax-kuvausohjelman fantomikuvien IQF_{inv} -arvot ovat huomattavasti lannerangan kuvausohjelman tuloksia pienemmät. Havainnoitsijoiden tulokset eivät poikkea merkittävästi toisistaan mittauspaikan X thorax-kuvausohjelmalla otetuissa fantomikuvissa. Tulosten perusteella kuvanlaatu eri detektorien välillä on tasainen. Mittauspaikan Y tuloksissa on nähtävillä enemmän eroja detektorien välillä. Eroja on nähtävillä selkeästi myös vertaillessa tuloksia mittauspaikan X tuloksiin. Thorax-kuvausohjelman osalta mittauspaikan Y gadoliniumoksisulfididetektor (GOS B) on havainnoitsijoiden tuloksen perusteella kuvanlaadultaan huonoin. Lannerangan kuvausohjelmassa gadoliniumoksisulfididetektorin tulokset ovat molemmissa yksikössä hyvin korkeita. Tämän tulos on seurausta mittauksen yhteydessä käytetyistä käsiarvoista, jotka olivat valotusautomaatilla otettujen kuvien kuvausarvoja huomattavasti korkeammat.



KUVIO 12. IQF_{inv} -arvot detektorimateriaaleittain, thorax-kuvausohjelma.



KUVIO 13. IQF_{inv} -arvot detektorimateriaaleittain, lanneranka-kuvausohjelma.

CDRAD Analyser -ohjelmalla saadut tulokset ovat muutamaa poikkeusta lukuun ottamatta havainnoitsijoiden tuloksia pienemmät. CDRAD Analyser havaitsi gadoliniumoksisulfidi- ja CsI C -detektorien kuvista kontrastikohteet paremmin kuin havainnoitsijat.

7 JOHTOPÄÄTÖKSET

Annostasoriippuvuusion perusteella cesiumjodididetektorin kuvanlaatu oli tasalaatuisin. Gadoliniumoksisulfididetektorilla oli suhteessa muihin detektoreihin heikoin kuvanlaatu, etenkin matalalla annostasolla. Detektorimateriaalien väliset erot olivat kuitenkin hyvin pieniä. Jänniteriippuvuusmittausten perusteella cesiumjodididetektorilla oli tasalaatuisin ja korkein kuvanlaatu. Kodakin detektorissa havaittiin tyypillisiä CsI-detektorin vasteita ja materiaalin varmistettiin myöhemmin olevan CsI. Tämä varmistettiin valmistajan tiedoista. Amorfisesta seleenistä valmistetun detektorin kuvanlaatu oli hyvä matalalla annostasolla ja heikkeni suhteessa muihin detektoreihin annoksen kasvaessa. Gadoliniumoksisulfididetektorin kuvanlaatu oli heikompi matalalla kuvausjännitteellä ja parani jännitteen kasvaessa.

Kliinisten kuvausohjelmien osalta tutkimuksessa tehdyt mittaukset eivät täysin riitä vastaamaan tutkimuskysymykseen, koska DIGRAD-fantomimittauksissa kuvausarvot poikkesivat liikaa toisistaan. CDRAD-mittausten perusteella detektorivaihdos on parantanut hieman kuvanlaatua lannerankakuvausohjelmassa, mutta taas huonontanut kuvanlaatua thorax-kuvauksessa. Tarkempi selvitys vaatisi mittauksia vakioidulla annostasolla ja laajempaa tutkimusaineistoa.

8 POHDINTA

Tutkimuksessa pyrittiin selvittämään detektorimateriaalin vaikutusta kuvanlaatuun kolmella erisuuruusella säteilyannoksella. Lisäksi tutkittiin detektorimateriaalien jännite-riippuvuutta vakioidulla annostasolla. Tutkimuksessa tarkasteltiin thorax- ja lanneran-kakuvausohjelmien kuvanlaatua eri detektorimateriaaleilla.

8.1 Tutkimustulosten tarkastelu

DIGRAD-fantomiosuudesta selviä eroja eri detektorimateriaalien välille ei saatu matala- ja korkeakontrastikohteiden osalta. Tämä voi selittyä osittain mittauksissa käytetyn kuvausarvojen valinnalla. Lähes kaikilla käytetyillä kuvausarvoilla kohteet erottuivat kokonaan ja vaihtelun aikaan saamiseksi kuvausarvoja olisi pitänyt madaltaa. Viivaparien erottuvuudessa oli selvät, joskin pienet erot. Cesiumjodidista valmistetulla detektorilla oli korkein kuvanlaatu, matalin kuvanlaatu oli gadoliniumoksisulfididetektorilla ja amorfisesta seleenistä valmistetun detektorin kuvanlaatu sijoittui kahden edellisen välille. Fischbach ym. (2003, 616–621) vertailivat tutkimuksessaan cesiumjodididetektorin ja a-Se detektorin kuvanlaatua CDRAD-fantomien avulla. Heidän tutkimuksensa osoitti että cesiumjodididetektorin kuvanlaatu oli parempi kuin amorfisesta seleenistä valmistetulla detektorilla. Aksoy ym. (2012, 57–62) tekivät vastaavan tutkimuksen CDRAD-fantomilla, sekä vakioiduilla annostasoilla cesiumjodidi- ja GOS-detektoreille. Tämän tutkimuksen perusteella cesiumjodididetektorin kuvanlaatu oli GOS-detektoria parempi. Mittauksemme tulokset ovat aikaisempien tutkimusten mukaiset: Cesiumjodidista valmistetulla detektorilla on korkein kuvanlaatu.

CDRAD-fantomimittauksissa detektorimateriaalien välillä oli havaittavissa hieman selvempiä eroja kuin DIGRAD-fantomiosuudessa. Cesiumjodididetektorin säilytti korkeimman kuvanlaadun käytetyistä kuvausarvoista riippumatta. Mittauspaikassa X tehtyjen mittausten perusteella amorfisesta seleenistä valmistetulla detektorilla on hieman korkeampi erotuskyky pienillä kuvausarvoilla, kun taas gadoliniumoksisulfidista valmistetulla detektorilla suurilla kuvausarvoilla. Mittauspaikan Y mittaustulosten osalta yhtä selvää eroa kuvausarvojen ja detektorimateriaalien välillä ei havaittu. Tulos saattaa selittyä osittain aineiston määrällä ja säteilykeilan spektrin sekä käytettävien röntgenputkien eroilla (esimerkiksi säteilyntuotto, suodatus). Mittauksissa käytettiin kahta eri

röntgenputkea ja tämä osaltaan selittää tulosten vaihtelua. Röntgenputkien välisten erojen vaikutusta pyrittiin vähentämään käyttämällä RQA5-säteilylaatua. RQA 5 on standardoitu säteilylaatu, jonka alumiinin puoliintumispaksuus (HVL, half layer value) on 7,1 mm (International Electrotechnical commission 2003, IEC 62220-1). Tästä huolimatta eroja voi esiintyä ja asian selvittäminen vaatisi lisää mittauksia ja suurempaa aineistoa. Detektorien CsI A, a-Se A ja GOS A osalta röntgenputki sekä mittausjärjestelyt säilyivät samoina, ainoastaan detektorit ja niiden valmistusmateriaalit muuttuivat. Siksi mittauspaikan X osalta on selkeämpää arvioida detektorimateriaalien ja kuvausarvojen välistä yhteyttä. Tutkimuksemme perusteella detektorimateriaalien vaihto on parantanut kuvanlaatua.

CDRAD-fantomimittauksissa saatiin detektorimateriaalien välisiä eroja esiin hieman tarkemmin kuin DIGRAD-fantomimittauksissa, joissa eroavaisuudet rajoittuvat lähes täysin viivaparien erotuskykyyn. CDRAD-fantomi vaikuttaisi soveltuvan tutkimuksen kuvanlaadun tarkasteluun hieman DIGRAD-fantomia paremmin. Havainnoitsijat näkivät CDRAD-fantomin kohteet huomattavasti paremmin kuin käytössä ollut CDRAD Analyser -ohjelma. Ohjelma ei myöskään tunnista pisteitä peilikuvaksi käänntyistä fantomikuvista. Kodakin detektorimittauksissa CDRAD Analyser -ohjelma antoi paremman kuvanlaatuksen kuin havainnoitsijat. Tämä tulos johtuu mahdollisesti aineiston määrästä ja erojen pienuudesta. Ohjelman käyttöä puoltavat kuitenkin sen nopeus ja työmäärän vähyys verrattuna havainnoitsijoiden tarkasteluun. Ohjelma myös laskee suoraan IQF_{inv} -arvon ja helpottaa täten analysointia.

Thorax- ja lannerankakuvausohjelmien tulosten perusteella on vaikeaa tehdä suoria johtopäätöksiä. Eroja eri detektorien välillä syntyy jonkin verran, mutta myös käytetyt kuvausarvot poikkeavat laitekohtaisesti. Thorax- ja lannerankaohjelmien väliset erot selittyvät kuvausohjelmien erilaisilla kuvausarvoilla, eri etäisyydellä ja erilaisella kuvanluennalla. Kuvauksessa käytetty säteilyn määrä vaikuttaa oleellisesti kuvanlaatuun ja nämä poikkeavat eri detektorien välillä. Tulosten vertailua vaikeuttaa myös se, että osa kuvista on kuvattu käyttämällä valotusautomaattia ja osa käsiarvoilla. DIGRAD-osion tulosten perusteella ei voida arvioida, kuinka detektorimateriaalin vaihto vaikuttaa tutkittujen kuvausohjelmien kuvanlaatuun, koska kuvausarvoissa oli liian suuria eroja. CDRAD-mittausten perusteella cesiumjodididetektorilla oli hieman parempi kuvanlaatu kuin käytöstä poistetulla amorfisesta seleenistä valmistetulla detektorilla lannerankaku-

vausohjelmassa, mutta huonompi kuvanlaatu thoraxkuvausohjelmassa. Ristiriitaiset tulokset voivat selittyä aineiston vähyydellä ja eroilla säteilyannoksessa. Detektorimateriaalien väliset erot kuvanlaadussa ovat hyvin pieniä, joten erojen selvittämiseksi tarvittaisiin lisää mittauksia.

CDRAD Analyser -ohjelma antoi havainnoitsijoita paremman kuvanlaatuksen osassa kliinisten kuvausohjelmien mittauksissa. Tuloksen voi selittää kuvien korkea kohinataso, joka havainnoitsijoiden oman tuntemuksen mukaan vaikeutti kuvien tulkintaa. Erot olivat kuitenkin pieniä huomioon ottaen aineiston pienuuden ja laitteistojen väliset erot. Aiemmassa CDRAD Analyser -ohjelman luotettavuutta arvioineessa tutkimuksessa tulokset olivat samansuuntaisia. Tutkimuksessa verrattiin ihmishavainnoitsijoiden ja ohjelman välisiä havainnointieroja (IQF-arvo) kolmella eri annostasolla. Pienimmällä annostasolla kuvat olivat kohinaisia ja ohjelmisto havaitsi tarkasteltavat pisteet havainnoitsijoita paremmin. Tutkimus osoitti CDRAD Analyser -ohjelman soveltuvan kuvanlaadun arviointiin ja että ohjelman antamat tulokset ovat verrannollisia havainnoitsijoiden tuloksiin. (Norrman, Gårdestig, Persliden & Geijer 2005, 143–144.)

Eri laitteiden DAP-lukemia on haasteellista vertailla keskenään, sillä niissä sallitaan noin 10–25 %:n mittausepävarmuus riippuen määrittämenetelmästä (Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen 2004, 3). Emme myöskään voi vertailla DAP-lukemia fantomien välillä, sillä ne ovat pinta-alaltaan erikokoiset ja näin ollen fantomikuvat on otettu eri kenttäkoolla. Kliinisissä kuvausohjelmissa käytettiin valotusautomaattia ja käsiarvoja, jotka aiheuttavat suuria annostaseroja. Näistä kaikista syistä johtuen DAP-lukemien vertailu ei ole perusteltua.

8.2 Tutkimuksen luotettavuus ja eettisyys

Tutkimuksen luotettavuutta ja pätevyyttä voidaan arvioida tarkastelemalla tuloksiin vaikuttavia virhetekijöitä. Kvantitatiivisen tutkimuksen luotettavuutta voidaan määritellä käsitteillä reliaabelius ja validius. Reliaabelius kertoo tutkimuksen tulosten toistettavuuden. Tutkimuksen mittaukset on tehty huolellisesti, eivätkä tulokset ole sattumanvaraisia. Validius kertoo tutkimuksen pätevyyden. Se kertoo tutkimusmenetelmän kykyä mitata juuri sitä, mitä on tarkoituskin mitata. (Hirsjärvi ym. 2010, 231–233.)

Tutkimuksen luotettavuutta pyrittiin lisäämään suorittamalla mittaukset huolellisesti ja järjestelmällisesti. Opinnäytetyöntekijät suorittivat mittaukset yhdessä. Toinen suoritti mittauksen toisen toimiessa kirjaajana ja tarkkailijana. Havainnointivaiheessa luotettavuutta pyrittiin lisäämään käyttämällä kolmea itsenäistä havainnoitsijaa fantomikuvien analysoinnissa. Visuaaliset mittaukset ovat aina subjektiivisia tulkintoja, joihin vaikuttavat katselijan lisäksi myös kuvan katseluolosuhteet. Katselijasta riippuvat ominaisuudet, kuten vireystila vaikuttavat tuloksiin, vaikka muut tekijät pystyttäisiin vakioimaan. Käyttämällä samaa radiologin työtilaa kuvien tulkitsemiseen, saatiin tuloksiin vaikuttavia tekijöitä vähennettyä. Havainnoitsijoiden tulosten välisiä merkittäviä eroja päätettiin tarkastella keskihajonnan avulla, jolla pyrittiin osoittamaan myös tulosten luotettavuutta. Tutkimustuloksista on nähtävillä, että havainnoitsijoiden tulosten väliset erot eivät olleet merkittäviä.

Tutkimus suoritettiin hyvää tieteellistä käytäntöä noudattaen, jonka toimintaperiaatteisiin kuuluu rehellisyys, yleinen huolellisuus ja tarkkuus. Hyvän tieteellisen käytännön toimintaperiaatteisiin kuuluu myös, että tutkimus on suunniteltu, toteutettu ja raportoitu yksityiskohtaisesti ja tieteelliselle tutkimukselle ominaisella tavalla. Tutkimuksessamme perehdyimme aiempiin mittausmenetelmiin ja tutkimustuloksiin. Mittauksemme perustuvat Elli-Noora Salon aiempiin mittausjärjestelyihin. Kokonaisuudessaan tutkimuksen tiedonhankinta-, tutkimus- ja arviointimenetelmät olivat eettisesti kestäviä. (ks. Hirsjärvi ym. 2010, 23–27.)

8.3 Omat oppimiskokemukset ja jatkotutkimusehdotukset

Opinnäytetyöprosessi opetti meille tieteellisen kvantitatiivisen tutkimuksen eri vaiheet perusteellisesti. Tutkimuksen alussa perehdyimme kvantitatiivisen tutkimuksen käsitteistöön ja menetelmiin kirjallisuuden avulla. Tutkimuksen teoriatiedon haussa käytimme asianmukaista lähdekritiikkiä, jonka olimme oppineet opintojen aikana. Käytimme työssämme pääasiallisesti kansainvälisiä tieteellisiä julkaisuja, joiden kautta harjaanuinme englanninkielisen tekstin lukemisessa. Opinnäytetyöprosessi syvensi tietämystämme erityisesti detektorimateriaaleista, kuvanmuodostuksesta ja detektoritekniikasta. Syvensimme osaamistamme myös kuvanlaadun ja säteilyannoksen välisen yhteyden ymmärtämisessä. Saimme lisää tietoa eri detektorimateriaalien vaikutuksesta kuvanlaatuun. Perehdyimme annosindikaattorien ja säteilyannoksen väliseen yhteyteen sekä sä-

teilyannoksen optimointiin. Harjaannuimme myös fantomimittausten avulla tehtävässä teknisen kuvan laadun arvioinnissa.

Alkuperäisen suunnitelman mukaan tähän tutkimukseen olisi kuulunut myös detektorien modulaation siirtofunktion ja kohinan tehospektrin määrittäminen. Ne rajattiin tästä tutkimuksesta pois, sillä ne olisivat lisänneet tutkimuksen laajuutta yli opinnäytetyövaatimusten. Niiden osalta jatkotutkimus olisi hyödyllistä toteuttaa. Jatkotutkimuksessa tulisi asettaa kliinisille kuvausohjelmille annostasoluokat. Kuvausohjelmien vertailua vaikeutti valotusautomaatin ja käsiarvojen rinnakkainen käyttö sekä suuret erot annostasoissa. Jotta jatkotutkimukset CDRAD-fantomilla ja CDRAD Analyser -ohjelmalla ovat mahdollisia, tulisi Oulun ammattikorkeakoulun päivittää ohjelma uudempaan versioon. CDRAD Analyser 1.1 -ohjelman järjestelmävaatimuksena on Windows XP -käyttöjärjestelmä, jonka tuki loppui huhtikuussa 2014 (van der Burght 2006, 1–21; Microsoft 2014, hakupäivä 11.4.2014).

LÄHTEET

- Aksoya, M.E, Kamasakb, M.E., Akkurc, E., Ucguld, A., Basakd, M. & Alacaa, H. 2012. Evaluation and Comparison of Image Quality for Indirect Flat Panel Systems with CsI and GOS Scintillators. Health Informatics and Bioinformatics (HIBIT) 2012 7th International Symposiumon, 57–62.
- Borasi, G., Samei, E., Bertolini, M., Nitrosi, A. & Tassoni, D. 2006. Contrast-detail analysis of three flat panel detectors for digital radiography. Medical Physics 33 (6), 1707–1718.
- Cowen, A.R., Kengyelics, S.M. & Davies, A.G. 2008. Solid-state, flat-panel, digital radiography detectors and their physical imaging characteristics. Clinical Radiology 63 (5), 487–498.
- Dobbins, J.T., Samei, E., Ranger, N.T. & Chen, Y. 2006. Intercomparison of methods for image quality characterization. II. Noise power spectrum. Medical Physics 33 (5), 1466–1474.
- Edmonds, KD. 2009. Diagnostic reference levels as a quality assurance tool. The Radiographer 56 (3), 32–37.
- Fischbach, F., Freund, T., Pech, M., Werk, M., Bassir, C., Stoever, B., Felix, R. & Ricke, J. 2003. Comparison of indirect CsI/a:Si and direct a:Se digital radiography. An assessment of contrast and detail visualization. Acta Radiologica 44 (6), 616–621.
- Fischbach, F., Ricke, J., Freund, T., Werk, M., Spors, B., Baumann, C., Pech, M. & Felix, R. 2002. Flat Panel Digital Radiography Compared With Storage Phosphor Computed Radiography: Assessment of Dose Versus Image Quality in Phantom Studies. Investigative Radiology, 37 (11), 609–614.
- Geijer, H., Beckman, K-W., Andersson, T. & Persliden, J. 2001. Image quality vs. radiation dose for a flat-panel amorphous silicon detector: a phantom study. European Radiology 11 (9), 1704–1709.

Gibson, D.J. & Davidson R.A. 2012. Exposure Creep in Computed Radiography: A Longitudinal Study. *Academic Radiology* 19 (4), 458–462.

Goske, M. J., Charkot, E., Herrmann, T., John, S. D., Mills, T. T., Morrison, G. & Smith, S. N. 2011. Image Gently: Challenges for radiologic technologists when performing digital radiography in children. *Pediatric Radiology* 41 (5), 611–619.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2009. Tutki ja kirjoita. 15. uudistettu painos. Helsinki: Tammi.

Hirsjärvi, S., Remes, P. & Sajavaara, P. 2010. Tutki ja kirjoita. 15. – 16. Painos. Helsinki: Tammi.

International Electrotechnical commission 2003. IEC 62220-1: Medical electrical equipment - Characteristics of digital x-ray imaging devices - Part 1: Determination of detective quantum efficiency.

Kananen, J. 2011. Kvantti: Kvantitatiivisen opinnäytetyön kirjoittamisen käytännön opas. Jyväskylä: Jyväskylän ammattikorkeakoulu.

Kim, H. K., Cunningham, I. A., Yin, Z. and Cho, G. 2008. On the Development of Digital Radiography Detectors: A Review. *International Journal of Precision Engineering and Manufacturing* 9 (4), 86–100.

Körner, M., Weber, C. H., Wirth, S., Pfeifer, K. J., Reiser, M. F. & Treitl, M. 2007. Advances in Digital Radiography: Physical Principles and System Overview. *Radiographics* 27 (3), 675–686.

Lança, L. & Silva, A. 2008a. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 1. *Radiography* 15 (1), 58–62.

Lança, L. & Silva, A. 2008b. Digital radiography detectors – A technical overview: Part 2. *Radiography* 15 (2), 134–138.

Lança, L. 2011. Radiological imaging in digital systems: the effect of exposure parameters in diagnostic quality and patient dose. Doctoral Thesis. Aveiro: Universidade de Aveiro.

Ma, W. K., Hogg, P., Tootell, A., Manning, D., Thomas, N., Kane, T., Kelly, J., McKenzie, M. & Kitching, J. 2013. Anthropomorphic chest phantom imaging – The potential for dose creep in computed radiography. *Radiography* 19 (2013), 207–211.

Microsoft. 2014. Windows XP:n tuki on päättynyt. Hakupäivä 11.4.2014 <http://windows.microsoft.com/fi-fi/windows/end-support-help>

Norrman E., Gärdestig M., Persliden J. & Geijer H. 2005. A Clinical Evaluation of the Image Quality Computer Program, CoCIQ. *Journal of Digital Imaging* 18 (2005), 138–144.

On behalf of the ICRP, P-L. Khong, H. Ringertz, V. Donoghue, D. Frush, M. Rehani, K. Appelgate, and R. Sanchez. 2013. ICRP Publication 121: Radiological Protection in Paediatric Diagnostic and Interventional Radiology. *Ann ICRP* 42 (2), 1–63.

Pehamed. 2013. DIGRAD, Test Phantom for Digital Radiography. Hakupäivä 15.5.2013 http://www.pehamed.de/get_image.php?IMAGEID=150&DIM=0

Röntgentutkimuksesta potilaalle aiheutuvan säteilyaltistuksen määrittäminen. 2004. STUK Tiedottaa 1/2004. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Salo, E.-N. 2010. Tekninen kuvanlaatu ja säteilyannos suoradigitaalisissa röntgenlaitteistoissa. Oulun yliopisto. Fysikaalisten tieteiden laitos. Pro Gradu -tutkielma. Tekijän hallussa.

Samei, E. 2003a. Performance of Digital Radiographic Detectors: Factors Affecting Sharpness and Noise. *Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 2003*; pp 49–61.

Samei, E. 2003b. Performance of Digital Radiographic Detectors: Quantification and Assessment Methods. Advances in Digital Radiography: RSNA Categorical Course in Diagnostic Radiology Physics 2003; pp 37–47.

Samei, E., Ranger, N.T., Dobbins, J.T. & Chen, Y. 2006. Intercomparison of methods for image quality characterization. I. Modulation transfer function. Medical Physics 33 (5), 1454–1465.

Samei, E., Ranger, N.T., MacKenzie, A., Honey, I.D., Dobbins III, J.T. & Ravin, C.E. 2008. Detector or System? Extending the Concept of Detective Quantum Efficiency to Characterize the Performance of Digital Radiographic Imaging Systems. Radiology 249 (3), 926–937.

Säteilyturvakeskus. 2009. Säteilysuojelun perusteet. Hakupäivä 26.4.2013, http://www.sateilyturvakeskus.fi/sateilyn_kaytto/fi_FI/suojelu/

Tanaka, N., Yano, Y., Yabuuchi, H., Akasaka, T., Sasaki, M., Ohki, M. & Morishita, J. 2013. Basic imaging properties of an indirect flat-panel detector system employing irradiation side sampling (ISS) technology for chest radiography: comparison with a computed radiographic system. Radiological Physics and Technology 2013 (6), 162–169.

Terveydenhuollon röntgenlaitteiden laadunvalvontaopas. 2008. STUK Tiedottaa 2/2008. Helsinki: Säteilyturvakeskus.

Thijssen, M.A.O., Bijkerk, K.R. & Van Der Burght, R.J.M. 2013. Manual, Contrast-Detail Phantom CDRAD type 2.0. Hakupäivä 5.5.2013 http://www.radiograf.dk/fileadmin/user_upload/dokumenter/Bacheloropgaver/Billedkvalitet_ved_CR_og_DR_-_et_fantomforsog/CR_og_DR_Bilag_C.pdf

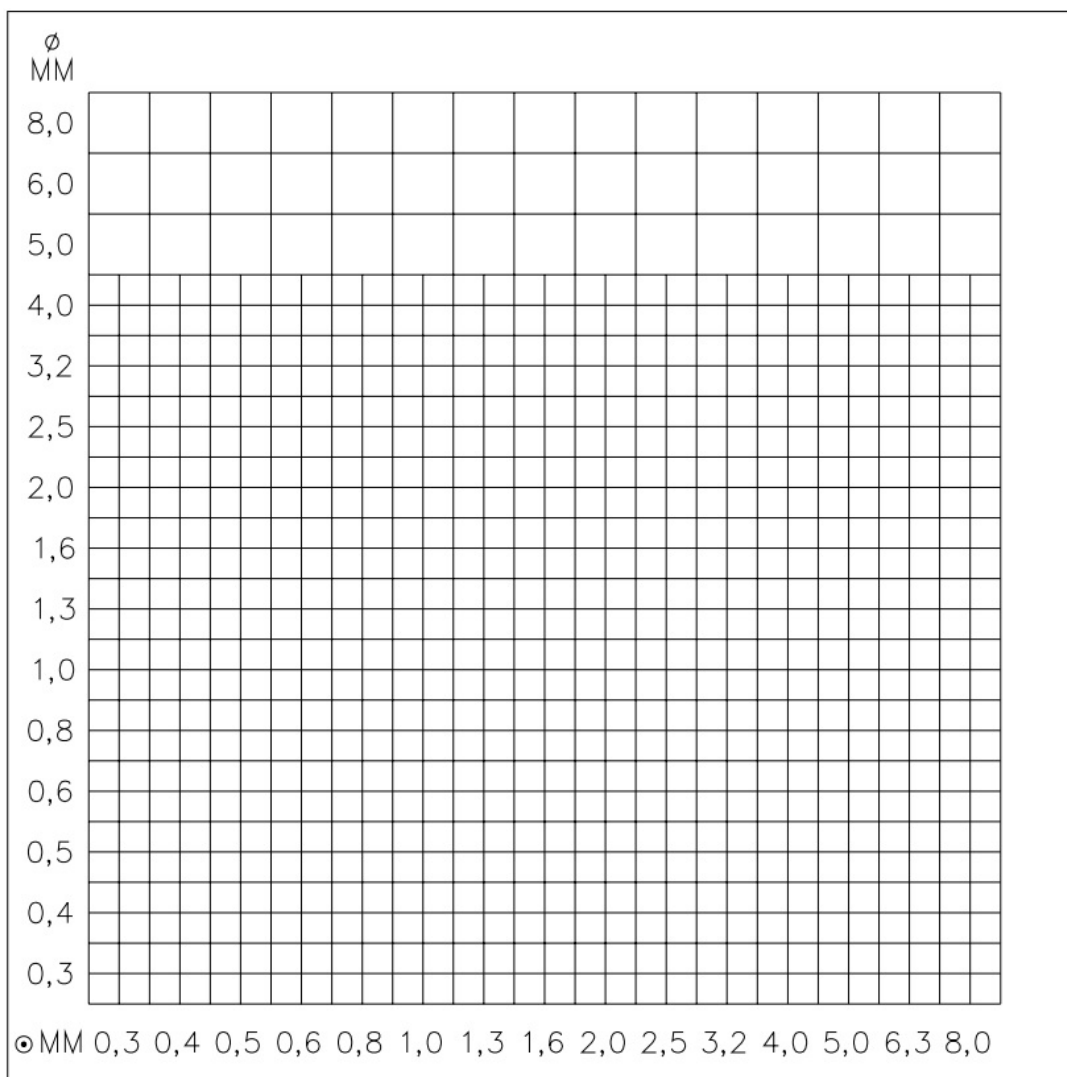
Uffmann, M. & Schaefer-Prokop, C. 2009. Digital radiography: The balance between image quality and required radiation dose. European Journal of Radiology 72 (2), 202–208.

Uffmann, M., Neitzel, U., Prokop, M., Kabalan, N., Weber, M., Herold, C. J. & Schaefer-Prokop, C. 2005. Flat-panel-detector chest radiography: effect of tube voltage on image quality. *Radiology* 2005 (235), 642–50.

van der Burght, R. J. M. 2006. Manual, CDRAD Analyser Version 1.1. Artinis Medical Systems, Hollanti.

Warren-Forward, H., Arthur, L., Hobson, L., Skinner, R., Watts, A., Clapham, K., Lou, D. & Cook, A. 2007. An assessment of exposure indices in computed radiography for the posterior–anterior chest and the lateral lumbar spine. *The British Journal of Radiology* 80 (949), 26–31.

Yorkston, John. 2007. Recent developments in digital radiography detectors. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research A* 580 (2), 974–985.

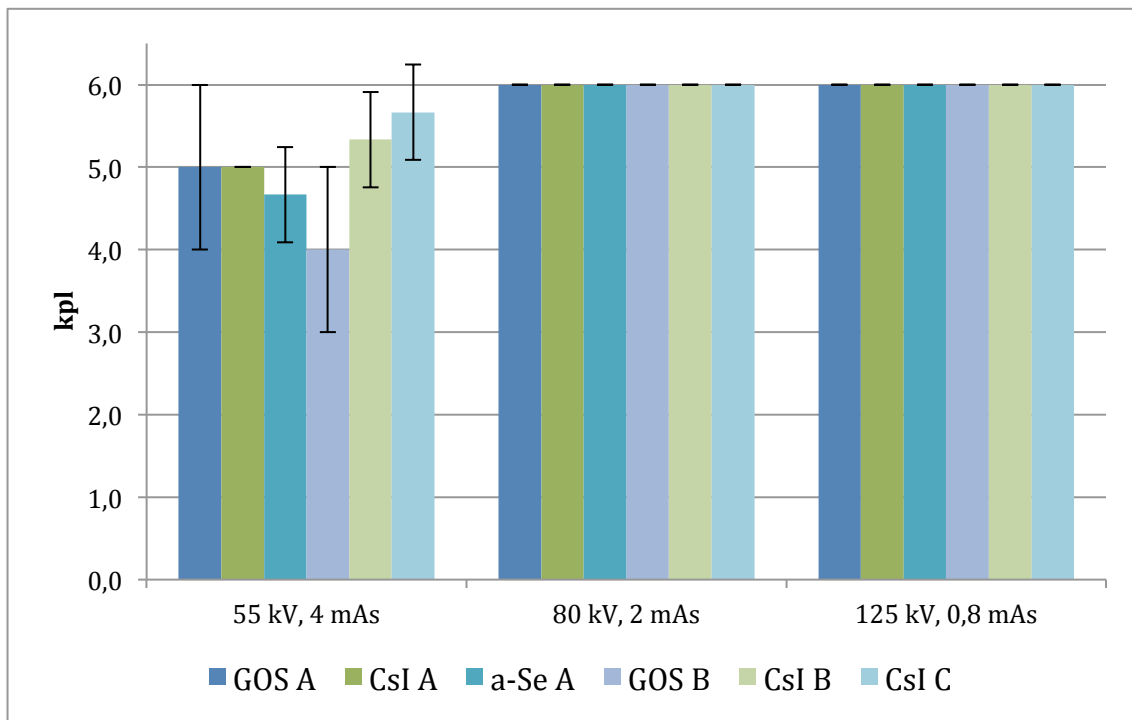


| | | Kuvausarvot | | DAP | Korkeakonstrasti-kohteet | | Matalakonstrasti-kohteet | | Viivaparit | |
|--------|-------------------|-------------|------|--------------------|--------------------------|---------------|--------------------------|---------------|------------|------------|
| | | kV | mAs | mGycm ² | keski-arvo | keski-hajonta | keski-arvo | keski-hajonta | keski-arvo | keski-arvo |
| GOS A | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 11,2 | 5,00 | 1,00 | 3,33 | 1,53 | 2,20 | 0,53 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 12,7 | 6,00 | 0 | 5,00 | 1,00 | 2,50 | 0,30 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 11,5 | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 2,70 | 0,17 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 2,7 | 6,00 | 0 | 4,33 | 1,53 | 2,43 | 0,59 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 12,5 | 6,00 | 0 | 4,33 | 0,58 | 2,50 | 0,30 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 41,7 | 5,00 | 1,73 | 5,33 | 1,15 | 2,60 | 0,35 |
| | thorax | 125 | 2 | 16,4 | 6,00 | 0 | 4,33 | 1,53 | 2,50 | 0,30 |
| | lanneranka | 82 | 16 | 127,4 | 4,67 | 1,53 | 5,33 | 0,58 | 2,60 | 0,46 |
| CsI A | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 11 | 5,00 | 0 | 3,33 | 1,15 | 2,60 | 0,46 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 13,2 | 6,00 | 0 | 5,33 | 0,58 | 2,90 | 0,17 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 11,5 | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 2,90 | 0,35 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 3,2 | 6,00 | 0 | 4,67 | 1,15 | 2,50 | 0,30 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 13,4 | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 2,80 | 0,30 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 43,4 | 6,00 | 0 | 5,00 | 1,00 | 3,10 | 0,30 |
| | thorax | 130 | 3,6 | 31,5 | 6,00 | 0 | 4,67 | 1,15 | 2,90 | 0,46 |
| | lanneranka | 82 | 14,9 | 131,2 | 5,00 | 1,73 | 5,67 | 0,58 | 2,90 | 0,46 |
| a-Se A | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 11,8 | 4,67 | 0,58 | 4,00 | 1,00 | 2,60 | 0,46 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 14,2 | 6,00 | 0 | 5,33 | 0,58 | 2,70 | 0,35 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 12,4 | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 3,00 | 0,35 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 3,3 | 6,00 | 0 | 4,00 | 1,00 | 2,50 | 0,30 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 14,1 | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 2,70 | 0,35 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 45,3 | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 2,90 | 0,17 |
| | thorax | 130 | 4 | 39,1 | 6,00 | 0 | 5,00 | 1,00 | 2,60 | 0,17 |
| | lanneranka | 81 | 19 | 177,4 | 5,00 | 1,73 | 6,00 | 0 | 2,80 | 0 |

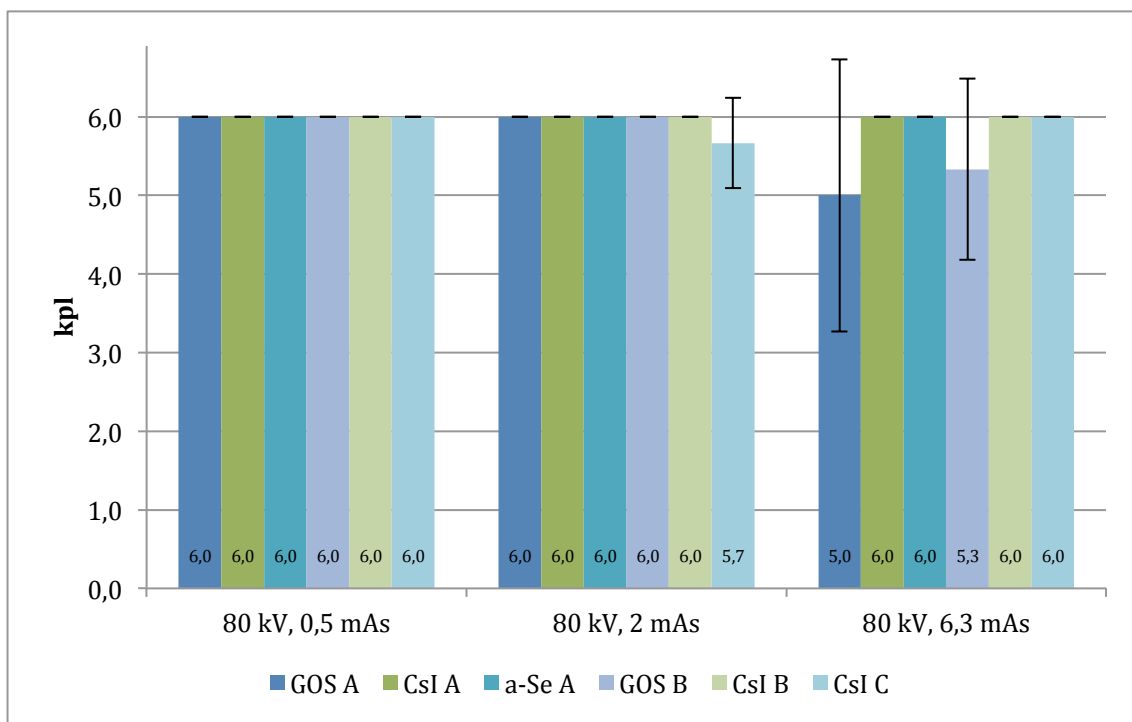
| | | Kuvausarvot | | DAP | Korkeakontrasti-kohteet | | Matalakontrasti-kohteet | | Viivaparit | |
|-------|-------------------|-------------|------|--------------------|-------------------------|---------------|-------------------------|---------------|------------|------------|
| | | kV | mAs | mGycm ² | keski-arvo | keski-hajonta | keski-arvo | keski-hajonta | keski-arvo | keski-arvo |
| GOS B | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 11,9 | 4,00 | 1,00 | 2,67 | 1,15 | 2,00 | 0,20 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 15 | 6,00 | 0 | 5,00 | 0 | 2,60 | 0,17 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 13,9 | 6,00 | 0 | 5,33 | 0,58 | 2,60 | 0,17 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 2,8 | 6,00 | 0 | 3,33 | 0,58 | 2,07 | 0,12 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 14,8 | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 2,60 | 0,35 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 47,6 | 5,33 | 1,15 | 6,00 | 0 | 2,70 | 0,35 |
| | thorax | 125 | 1,6 | 31,4 | 6,00 | 0 | 5,33 | 1,15 | 2,50 | 0,30 |
| | lanneranka | 81 | 25 | 308,4 | 4,67 | 1,53 | 6,00 | 0 | 2,60 | 0,46 |
| CsI B | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 12,5 | 5,33 | 0,58 | 3,67 | 0,58 | 2,80 | 0,30 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 13 | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 3,00 | 0,17 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 11 | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 2,90 | 0,17 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 3,7 | 6,00 | 0 | 4,67 | 1,15 | 2,70 | 0,17 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 13 | 6,00 | 0 | 5,33 | 0,58 | 3,00 | 0,17 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 41,1 | 6,00 | 0 | 5,33 | 1,15 | 3,10 | 0,30 |
| | thorax | 125 | 4,9 | 40,6 | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 3,10 | 0,30 |
| | lanneranka | 81 | 19,2 | 149,6 | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 2,90 | 0,46 |
| CsI C | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | | 5,67 | 0,58 | 4,33 | 0,58 | 2,23 | 0,25 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 2,30 | 0,17 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 2,40 | 0,35 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | | 6,00 | 0 | 4,67 | 0,58 | 2,30 | 0,17 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | | 5,67 | 0,58 | 6,00 | 0 | 2,40 | 0,17 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 2,70 | 0,17 |
| | thorax | 130 | 4,1 | | 6,00 | 0 | 6,00 | 0 | 2,33 | 0,29 |
| | lanneranka | 85 | 21,5 | | 6,00 | 0 | 5,67 | 0,58 | 2,50 | 0,30 |

| | | Kuvausarvot | | DAP | IQF _{inv} | IQF _{inv} , havainnot | |
|--------|-------------------|-------------|-----|--------------------|--------------------|--------------------------------|--------------|
| | | kV | mAs | mGycm ² | analyzer | keskiarvo | keskihajonta |
| GOS A | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 19,40 | 5,03 | 6,70 | 0,42 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 21,70 | 5,61 | 7,04 | 0,06 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 18,80 | 5,98 | 6,98 | 0,48 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 4,20 | 3,94 | 5,14 | 1,34 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 19,10 | 4,96 | 6,67 | 0,33 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 62,00 | 5,90 | 8,18 | 0,13 |
| | thorax | 125 | 2 | 37,40 | 2,43 | 2,56 | 0,39 |
| | lanneranka | 82 | 16 | 661,00 | 3,74 | 4,64 | 1,04 |
| CsI A | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 17,30 | 5,15 | 7,34 | 0,35 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 19,70 | 6,15 | 7,52 | 0,24 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 18,30 | 5,58 | 7,34 | 0,47 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 4,90 | 3,87 | 5,34 | 0,57 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 20,30 | 5,49 | 7,41 | 0,40 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 65,10 | 6,32 | 8,17 | 0,27 |
| | thorax | 125 | 2 | 18,90 | 2,10 | 2,22 | 0,38 |
| | lanneranka | 82 | 4,2 | 51,40 | 2,32 | 3,03 | 0,75 |
| a-Se A | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 19,70 | 5,00 | 7,46 | 0,48 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 22,30 | 4,80 | 6,89 | 0,39 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 20,20 | 4,93 | 6,87 | 0,29 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 4,90 | 3,61 | 5,40 | 0,30 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 22,10 | 4,83 | 6,90 | 0,29 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 72,10 | 5,20 | 7,86 | 0,46 |
| | thorax | 130 | 1,8 | 21,60 | 2,48 | 2,61 | 0,53 |
| | lanneranka | 80 | 3,9 | 49,70 | 2,03 | 2,96 | 0,66 |

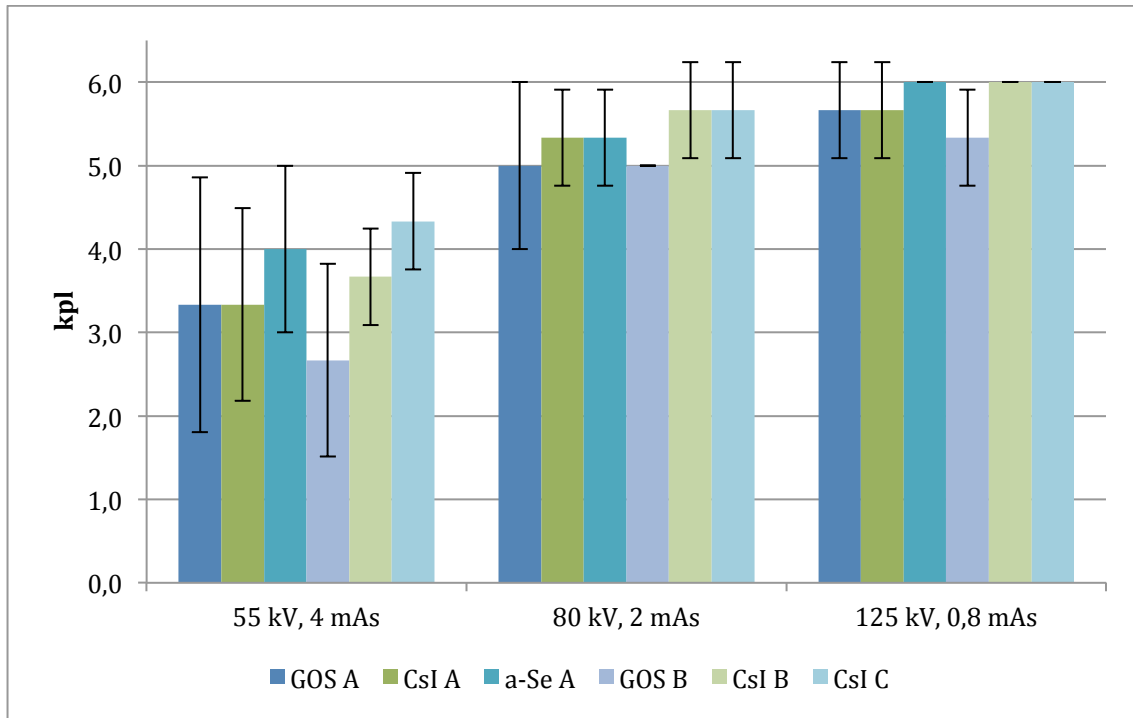
| | | Kuvausarvot | | DAP | IQF _{inv} | IQF _{inv} , havainnot | |
|-------|-------------------|-------------|------|--------------------|--------------------|--------------------------------|--------------|
| | | kV | mAs | mGycm ² | analyzer | keskiarvo | keskihajonta |
| GOS B | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 16,70 | 3,70 | 6,96 | 0,99 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 16,20 | 4,08 | 6,91 | 0,63 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 14,50 | 2,94 | 6,68 | 0,70 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 4,80 | 3,75 | 4,62 | 0,85 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 16,40 | 3,56 | 6,60 | 0,46 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 51,80 | 3,68 | 6,99 | 0,75 |
| | thorax | 124 | 1,6 | 37,50 | 3,82 | 1,70 | 0,57 |
| | lanneranka | 80 | 25,0 | 348,60 | 4,66 | 4,62 | 0,77 |
| CsIB | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | 17,00 | 5,37 | 6,94 | 0,42 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | 17,60 | 5,50 | 7,01 | 0,69 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | 16,00 | 5,51 | 7,23 | 0,15 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | 5,20 | 4,72 | 5,30 | 0,75 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | 17,70 | 5,24 | 7,09 | 0,14 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | 55,50 | 6,13 | 8,15 | 0,17 |
| | thorax | 124 | 1,9 | 16,30 | 1,93 | 3,09 | 0,53 |
| | lanneranka | 81 | 3,5 | 30,00 | 2,77 | 3,06 | 0,68 |
| CsI C | jänniteriippuvuus | 55 | 4 | | 6,61 | 6,51 | 0,01 |
| | jänniteriippuvuus | 80 | 2 | | 6,53 | 6,49 | 0,19 |
| | jänniteriippuvuus | 125 | 0,8 | | 6,66 | 6,45 | 0,38 |
| | annosriippuvuus | 80 | 0,5 | | 5,90 | 5,01 | 0,26 |
| | annosriippuvuus | 80 | 2 | | 6,79 | 6,71 | 0,32 |
| | annosriippuvuus | 80 | 6,3 | | 7,26 | 7,12 | 0,12 |
| | thorax | 130 | 2,2 | | 4,71 | 2,72 | 0,01 |
| | lanneranka | 85 | 2,5 | | 4,87 | 2,85 | 0,35 |



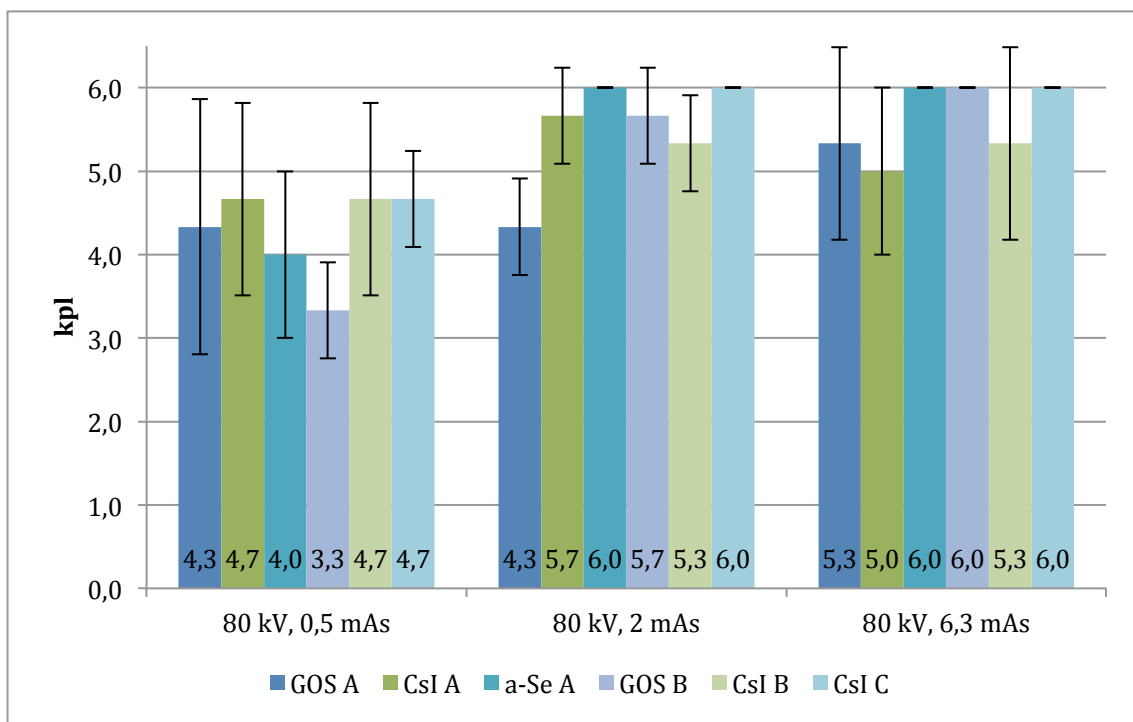
KUVIO 1 Korkeakонтрастikohteiden erottuvuus eri jännitteillä.



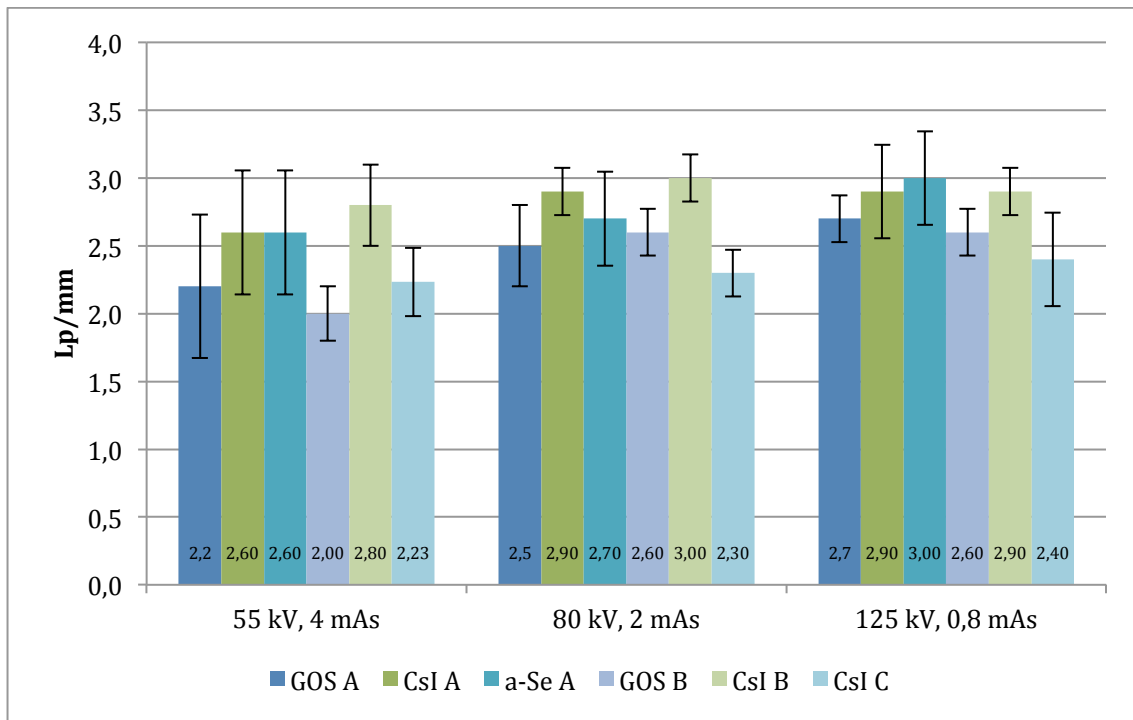
KUVIO 2 Korkeakонтрастikohteiden erottuvuus eri annostasoilla.



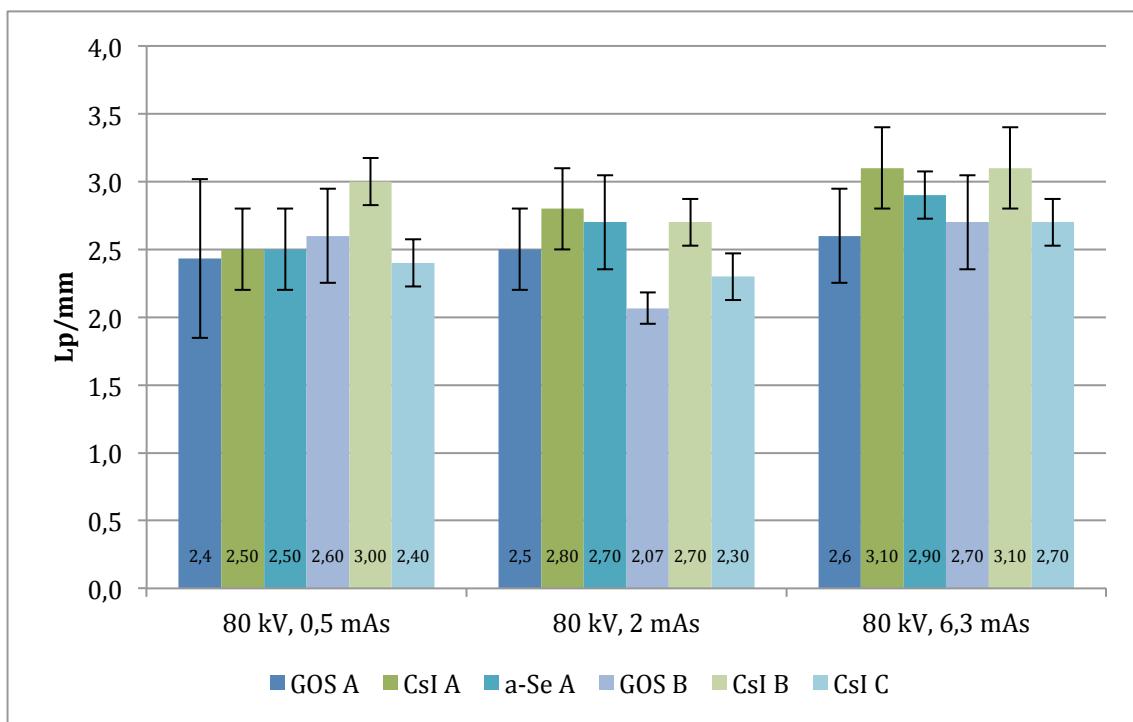
KUVIO 3 Matalakontrastikohteiden erottuvuus eri jännitteillä.



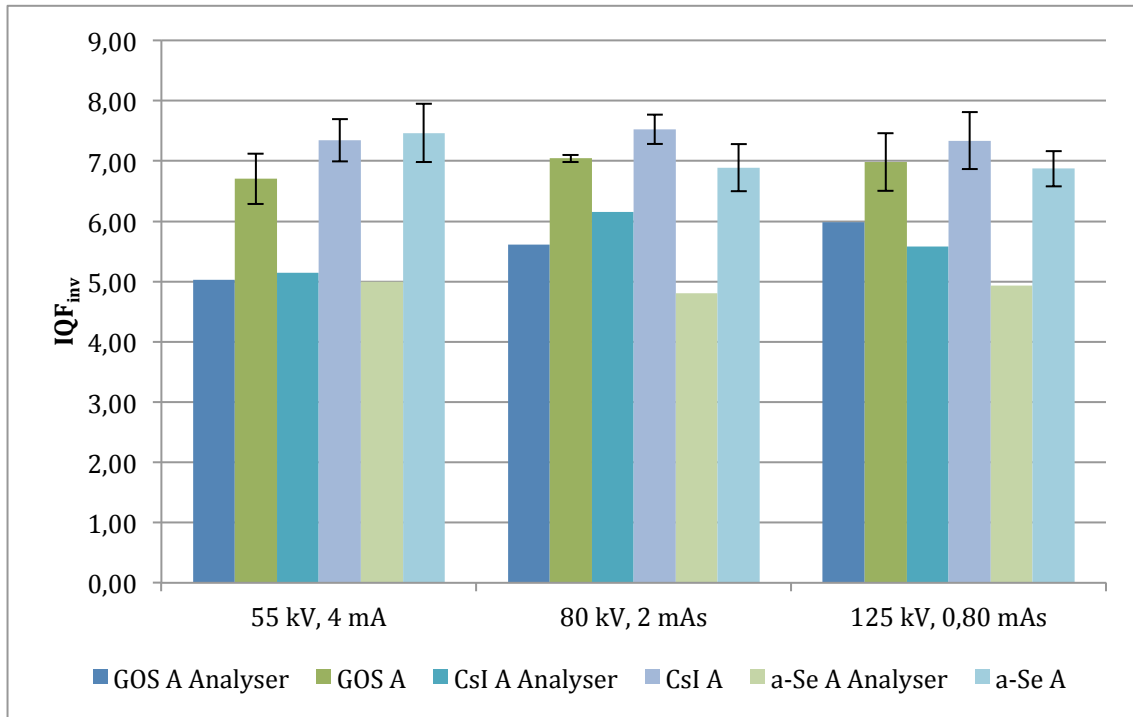
KUVIO 4 Matalakontrastikohteiden erottuvuus eri annostasoilla.



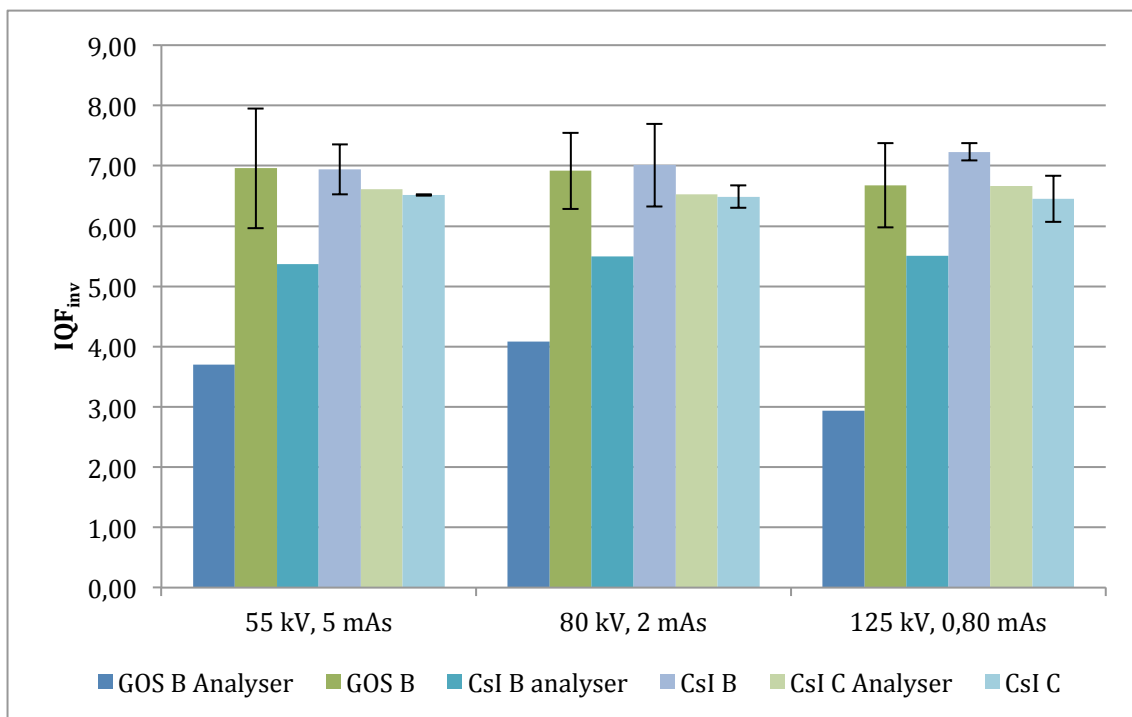
KUVIO 5 Viivaparien erottuvuus eri jännitteillä.



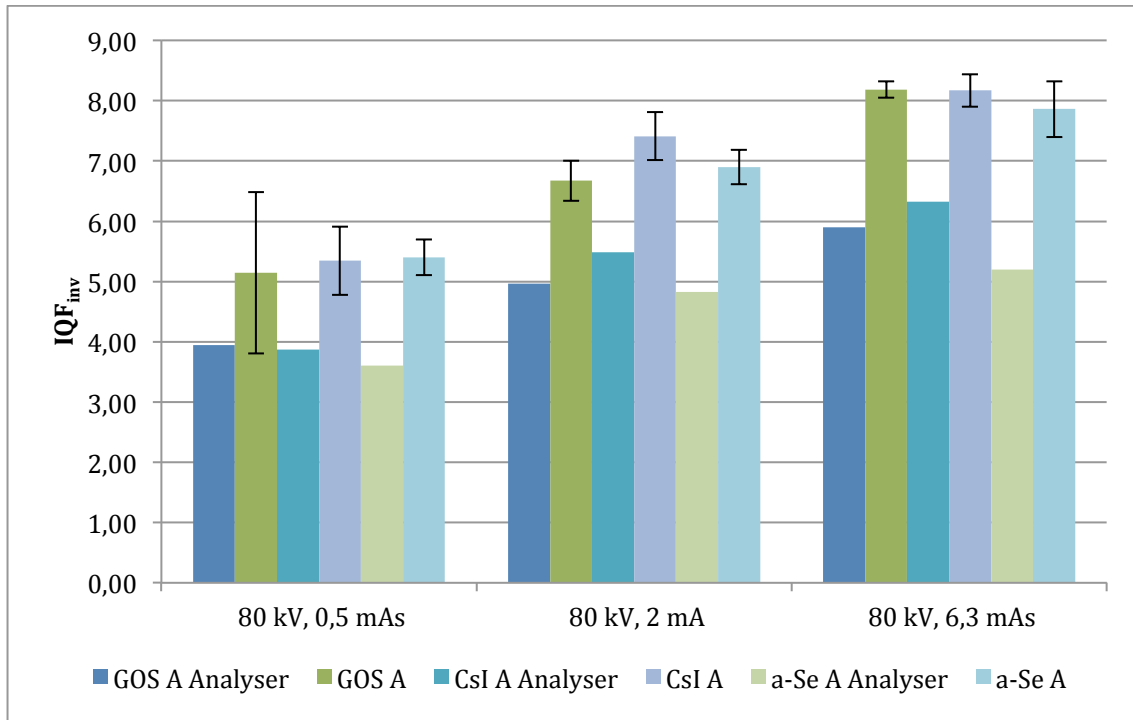
KUVIO 6 Viivaparien erottuvuus eri annostasoilla.



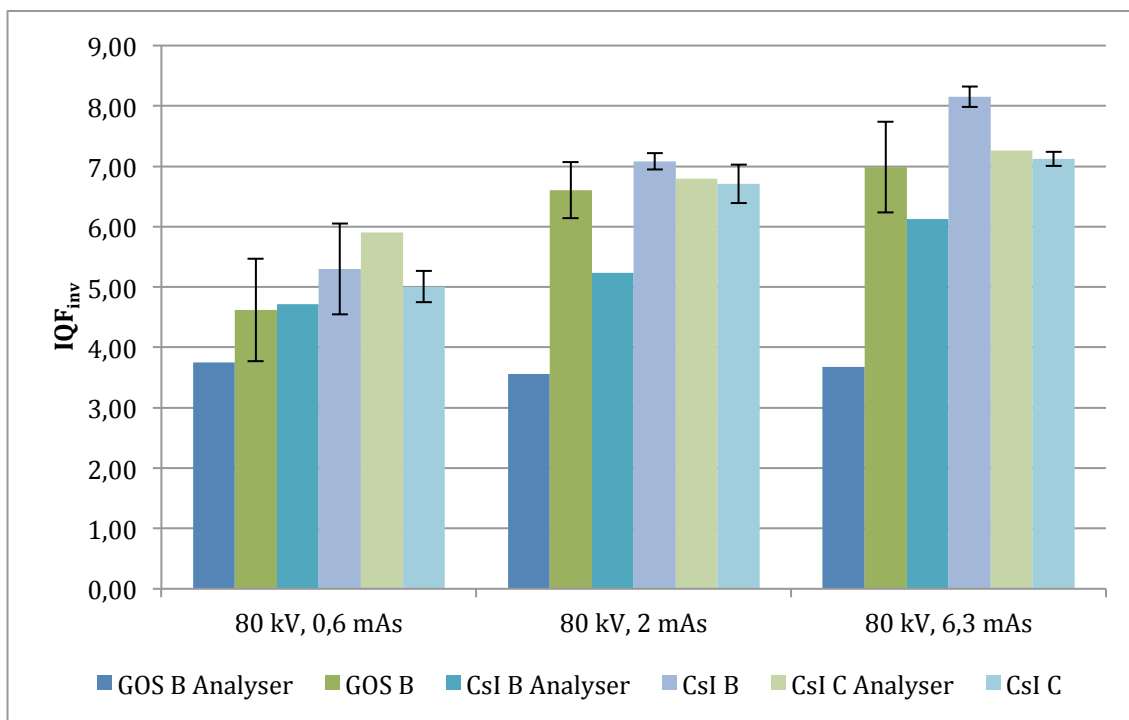
KUVIO 7 Käänteisen kuvanlaatuindeksin jänniteriippuvuus jänniteriippuvuus mittauspaikassa X.



KUVIO 8 Käänteisen kuvanlaatuindeksin jänniteriippuvuus jänniteriippuvuus mittauspaikassa Y.



KUVIO 9 Käänteisen kuvanlaatuindeksin annosriippuvuus mittauspaikassa X.



KUVIO 10 Käänteisen kuvanlaatuindeksin annosriippuvuus mittauspaikassa Y.